

Aus der Wilhelm-Conrad-Röntgen-Klinik
der Justus Liebig-Universität Giessen
(Direktor: Professor Dr. Dr. G. Barth)

Die Darstellbarkeit und Erkennbarkeit von Details vor inhomogenem Hintergrund am Beispiel des Röntgenbildes des Thorax

**Untersuchungen zu und an Röntgenaufnahmen eines Kunststoff-
thoraxmodells mit der Film-Folien-Kombination**

Habilitationsschrift
zur Erlangung der venia legendi
an der Medizinischen Fakultät
der Justus Liebig-Universität
Giessen

vorgelegt von
Robert Krieg

Giessen 1970

Aus der Wilhelm-Conrad-Röntgen-Klinik
der Justus Liebig-Universität Giessen
(Direktor: Professor Dr. Dr. G. Barth)

Die Darstellbarkeit und Erkennbarkeit von Details vor inhomogenem Hintergrund am Beispiel des Röntgenbildes des Thorax

**Untersuchungen zu und an Röntgenaufnahmen eines Kunststoff-
thoraxmodells mit der Film-Folien-Kombination**

Habilitationsschrift

zur Erlangung der venia legendi

an der Medizinischen Fakultät

der Justus Liebig-Universität

Giessen

vorgelegt von

Robert Krieg

Giessen 1970

Aus der Medizinischen Fakultät
der Universität Leiden
(Direktor: Professor Dr. G. B. B. B.)

Die Darstellung und Erkennung von Details
vor inhomogenem Hintergrund am Beispiel des
Röntgenbildes des Thorax

Entwickelt und ist an Röntgenmaschinen eine Kunstform.
Kombination mit der Röntgen-Technologie

Medizinische Fakultät
zur Erlangung der Promotion
an der Universität Leiden
am 1. April 1970
von



Verfasser: Dr.
Robert K. K.

Leiden, 1970

Inhaltsverzeichnis

	Seite
1. Einleitung	1
1.1 Aufgabenstellung	7
1.11 Röntgenapparat und Röhre	
1.12 Primärstrahlenbündel	9
1.13 Objekt	10
1.14 Strahlenbild	12
1.15 Bildwandlersystem	12
1.16 Das menschliche Auge und die psychische Verarbeitung des aufgezeichneten Röntgenbildes	12
2. Meßmethoden und Versuchsanordnungen	16
2.1 Übersicht	16
2.2 Teilglieder der Kette der Entstehung und Wiedergabe des Röntgenbildes	16
2.21 Apparat und Röhre	16
2.22 Meßkette für die Überwachung der Aufnahmebedingungen in der klinischen Radiologie (siehe hierzu Technischer Anhang, Teil A)	18
2.22.1 Ergebnisse	21
2.22.2 Zusammenfassung	22
2.23 Primärstrahlenbündel	27
2.23.1 Zusammensetzung des Primärstrahlenbündels	29
2.23.2 Kontrolle der Strahlenqualität	33
2.23.3 Meßwerte	34
2.23.4 Ergebnisse	34
2.23.5 Zusammenfassung	34
2.24 Objekt	39
2.24.1 Kunststoffthoraxmodell als inhomogener Untergrund	42
2.24.2 Lungenpraeparat als inhomogener Hintergrund	58

2.24.3	Gefragte Details und Anordnungen für die Versuchsaufnahmen	64
2.24.4	Zusammenfassung	75
2.25	S t r a h l e n b i l d	77
2.25.1	M e s s u n g e n i n d e r S t r a h l e n b i l d e b e n e	83
2.25.2	Ergebnisse	
2.26	B i l d w a n d l e r s y s t e m	96
2.26.1	F i l m - F o l i e n - K o m b i n a t i o n	97
2.26.2	Aufnahmetechnik	97
2.26.3	Meßmethoden und Meßwerte	99
2.26.31	Bestimmung der G r a d a t i o n s - k u r v e	101
2.26.32	Ergebnisse und Zusammenfassung	102
2.27	A u s w e r t u n g	103
2.27.1	O b j e k t i v e A u s w e r t u n g d e s Röntgenbildes	103
2.27.11	M e t r i s c h e A u s w e r t u n g	104
2.27.11.1	Ergebnisse	104
2.27.12	D e n s i t o m e t r i e	105
2.27.12.1	Ergebnisse	105
2.27.13	F r e q u e n z a n a l y s e	106
2.27.13.1	M o r p h o l o g i s c h e B e - s c h r e i b u n g d e r K u r v e n	108
2.27.13.2	F u n k t i o n e l l e r A u f b a u d e r K u r v e n	109
2.27.13.3	D e u t u n g d e r K u r v e n	113
2.27.13.4	Ergebnisse	114
2.27.2	S u b j e k t i v e A u s w e r t u n g	122
2.27.21	Ergebnisse	125
3.	E r g e b n i s s e	128
3.1	Ü b e r s i c h t	128

3.11	Zusammenfassung der Werte für die Berechnung der Darstellbarkeit im Strahlenbild	128
3.12	Ergebnisse der Berechnung der Darstellbarkeit im Strahlenbild	131
3.12.1	Beschreibung und Besprechung der Ergebnisse	131
3.12.2	Zusammenfassung	137
3.13	Ergebnisse der Berechnung der Darstellbarkeit im Schwärzungsbild	138
3.13.1	Beschreibung der Ergebnisse	139
3.13.2	Zusammenfassung	142
3.2	Vergleich der Ergebnisse	148
3.21	Subjektive Auswertung und Berechnung der Darstellbarkeit im Strahlen- und Schwärzungsbild	148
3.22	Subjektive Auswertung und objektive Messung von Detailkontrast und Umgebungsschwärzung	149
3.23	Subjektive Auswertung und Frequenzanalyse	156
3.3	Diskussion	158
3.4	Zusammenfassung der Ergebnisse und Schlussfolgerungen	164
4.	Literaturverzeichnis	169

Technischer Anhang

Danksagungen

1.0 Einleitung

Die Prüfung der Erkennbarkeit von Details führt zu Angaben über die Leistungsfähigkeit der Methode der Röntgendarstellung eines anatomischen Gebildes unter bestimmten gegebenen Bedingungen. Als Meßobjekt dient das Detail, während die Messung durch Testpersonen durchgeführt wird. Die Messung stellt eine subjektive Methode dar, mit welcher mehrere Teilvorgänge summarisch erfaßt werden:

- Die Entstehung des Strahlenbildes;
- die Aufzeichnung des Strahlenbildes als Röntgenbild für das menschliche Auge;
- die Registrierung der Informationen im Röntgenbild durch das menschliche Auge;
- die psychische Verarbeitung der durch das menschliche Auge registrierten Informationen.

Diese Methode kann durch objektive Messungen an Einzelgliedern der Entstehungs- und Verarbeitungskette, an deren Ende das Röntgenbild steht, ergänzt werden. Aus den dabei festgestellten Meßwerten lassen sich theoretisch erreichbare Werte für die Darstellbarkeit von Details berechnen.

Das Detail stellt sowohl bei der Erkennbarkeitsprüfung wie bei der Darstellbarkeitsberechnung das zu bestimmende Objekt dar. Es war notwendig, den Begriff des Details von mehreren Disziplinen aus zu definieren.

Befassen sich

mit der Entstehung des Röntgen-
bildes der Physiker,
mit der Aufzeichnung des Röntgen-
bildes für das menschliche Auge der
Physiker und Techniker,
mit der Registrierung des Röntgen-
bildes durch das menschliche Auge der
Physiologen und der Physiker,
mit der psychischen Verarbeitung
der Informationen der Physio-
loge, der Psychologen und
mit der Auswertung des Röntgenbildes der
Klinische Radiologe,
so war von seiten der Kern- und Strahlenphysik, der
Strahlentechnik, der wissenschaftlichen Photographie,
der physiologischen Optik, der Psychologie und der
klinischen Radiologie der Detailbegriff zu definieren:

Während, historisch gesehen, der klinische Radiologe
stets mehr um die Röntgenphänomenologie bemüht war
(Schneegestöberlung, Landkartenschädel, Bürsten-
schädel, Schmetterlingsbulbus, Porzellangallenblase
etc.) und dabei das Bild in seiner Erscheinung als
Ganzes im Vordergrund stand, war auf naturwissenschaft-
licher Seite immer von kleineren Einzelheiten im Bild,
schließlich dem Detail, die Rede. Der Zusammenhang
zwischen Bild und Detail bedarf, wenn vom Standpunkt
des klinischen Radiologen und dessen, geisteswissen-
schaftlichem Denken oft näher stehender Sicht ausge-
gangen wird, zuvor einer Klärung. Diese läßt sich über
eine von EHRENSTEIN und LOSSEN (71) gegebene Definition
des Röntgenbildes erreichen. Danach "ist das Röntgen-
bild nicht Selbstzweck, wie etwa das Ornament oder ein
Gemälde aus dem Bereich der abstrakten Kunst, sondern
es soll Kunde geben von Gegenständen unserer Außenwelt.
Es weist auf andere Dinge hin, die wir auf ihm abge-
bildet sehen. Es besitzt insofern eine Gerichtetheit

auf einen dargestellten Inhalt und damit eine Art von Symbolcharakter". Als Träger dieses Symbolcharakters ist das Detail anzusehen. Es bedeutet den aus dem Bild sowohl bei der subjektiven, wie bei der objektiven Auswertung herausgegriffenen Bildabschnitt. Dieser Abschnitt muß von seiner Umgebung durch eine bestimmte Mindestschärfe abgrenzbar sein und einen bestimmten Mindestkontrast aufweisen, um als Detail erkennbar zu sein, Kontrast und Schärfe sind in Bezug auf die Detailerkennbarkeit in bestimmten Grenzen voneinander abhängig.

Der Physiker (SPIEGLER, 241) definiert das Detail als ein Paar unmittelbar benachbarter, ungleich großer Ordinatenwerte im Strahlungsbild, nach neuerer Definition Strahlenbild (GÖRING und SCHOTT, 107). Von seiten der wissenschaftlichen Photographie wird das Detail als Stufe der different geschwärzten Emulsion bezeichnet (EGGERT, FRANKE und LUFT, 70). Von seiten der physiologischen Optik (SCHÖBER, 264, 268) muß zwischen dem objektiven Netzhautbild des Details und dem subjektiven Eindruck des Details unterschieden werden. Hier seien Objektdetail und Bilddetail einander gegenüber zu stellen und das Abheben der das Detail ausmachenden Signale aus dem Rauschen in seiner Bedeutung für die Definition des Details zu werten. Von seiten der klinischen Radiologie (FRIK, 82) werden die Entstehung des Bildes und das Objekt in die Betrachtung mit einbezogen und das Detail als Objektelement definiert, welches durch Dichte, chemische Zusammensetzung, Größe, Form und Verlauf der Strahlenschwächung innerhalb des Elementes von seiner Umgebung abzugrenzen ist, wobei für die Umgebung ebenfalls Dichte, chemische Zusammensetzung, Größe, Form und Verlauf der Strahlenschwächung angegeben werden müssen.

Wenn im folgenden die Rede vom Detail ist, so wird hinsichtlich der Darstellbarkeit die Definition eines Objektelementes als Detail nach FRIK zugrunde gelegt, wobei Dichte, chemische Zusammensetzung, Größe und Form anzugeben sind. Auch hinsichtlich der Erkennbarkeit der Details wird der Begriff der "relativen Detail-

erkennbarkeit" nach FRIK (85) zugrunde gelegt, wonach die Detailerkennbarkeit durch das arithmetische Mittel der prozentualen Häufigkeit des Erkennens der hier untersuchten Details ausgedrückt wird.

Nach der klinisch-radiologischen Einteilung von Details in Grob- und Feindetails ist hier von Feindetails die Rede. Bei der Thoraxaufnahme wird unser Augenmerk zu einem großen Teil auf Feindetails gerichtet. Diese ergeben aufgrund einer Zusammensetzung aus niederatomigen Substanzen schwache Kontraste und sie lassen ihrer Form wegen keine scharfe Begrenzung erkennen; aus diesem Grunde gelangt man bei der Untersuchung der Darstellung und Erkennung dieser Details an die Grenze des Möglichen. Zur Erkennung einer miliaren Aussaat, der Früherkennung der produktiven Tuberkulose und der Früherkennung der Silikose sind diese Feindetails besonders wichtig.

Bis heute wurde die Erkennbarkeit von Details, Grob- wie Feindetails in der Radiologie vor homogenem Hintergrund geprüft (49, 50, 51, 72, 78, 80, 81, 83, 84, 85, 115, 134, 137, 148, 159, 160, 161, 162, 164, 165, 181, 183, 191, 192, 200, 207, 216, 221, 225, 226, 231, 232, 245, 262, 263, 264, 269, 271, 272, 273, 274, 277, 278, 279, 285, 286, 310, 311, 321, 323, 336, 340). Neben objektiven Meßmethoden zur Erfassung der Teilglieder bei der Entstehung und Wiedergabe des Röntgenbildes wurden dabei a l l g e m e i n e G e s e t z m ä ß i g - k e i t e n erarbeitet. Während auf physiologisch-optischem Gebiet die Abhängigkeit der Detailerkennbarkeit vom Rauschen vor i n h o m o g e n e m H i n t e r g r u n d untersucht wurde (HAY und CHESTERS, 122; RÖHLER und KRITIKOS, 226) liegen auf dem klinisch-radiologischen Sektor hierzu noch keine Untersuchungen vor. GAJEWSKI (88) untersuchte die Frage unter dem Gesichtspunkt der Bildbeeinflussung.

Zur o p t i m a l a n w e n d b a r e n T e c h n i k der R ö n t g e n d a r s t e l l u n g , insbesondere

des Thorax und der Lungen bei Weich- und Hartstrahltechnik liegt eine große Zahl grundlegender Arbeiten vor (5, 7, 9, 11, 17, 31, 47, 48, 52, 53, 54, 55, 57, 58, 59, 62, 63, 75, 76, 77, 78, 79, 80, 81, 83, 86, 88, 89, 90, 91, 92, 93, 94, 95, 96, 97, 100, 123, 124, 130, 131, 132, 137, 142, 146, 148, 149, 150, 154, 156, 160, 161, 162, 182, 183, 184, 186, 187, 189, 190, 195, 196, 205, 237, 238, 239, 258, 274, 275, 292, 293, 297, 298, 299, 302, 307, 313, 316, 317, 318, 337, 339, 345, 346) von welchen die von FRIK, GAJEWSKI, REISS, SPIEGLER und STIEVE hier besonders berücksichtigt wurden.

Es schien deshalb berechtigt, der Frage der Darstellbarkeit und Erkennbarkeit von Details vor inhomogenem Hintergrund von seiten der klinischen Radiologie nachzugehen. Ohnehin findet allermeist die Beurteilung des Röntgenbildes vor inhomogenem Hintergrund statt. Eine Verallgemeinerung ist dabei nicht mehr möglich, da jede darstellbare Partie eines biologischen Objektes einen andersartig zusammengesetzten Hintergrund, meist auch einen andersartig zusammengesetzten Untergrund aufweist. An unserem biologischen Objekt, dem menschlichen Organismus, lassen sich mehrere charakteristisch geartete Untergrund- bzw. Hintergrundanordnungen anführen (Thorax mit Lungen, Schädel, Wirbelsäulenskelett, Extremitätenskelett, Abdomen, Gefäßdarstellungen) von welchen der Thorax mit den Lungen eine der meist untersuchten Partien darstellt. Selbst bei Beschränkung auf den Thorax war es notwendig, sich in der Versuchsanordnung eindeutig weiter einzuschränken (siehe Tab. I); sowohl hinsichtlich der wählbaren Technik, des wählbaren Hintergrundes, wie der wählbaren Details. Umsomehr, als es darauf ankam, einen speziell gelagerten Fall in Bezug auf die allgemeine Gültigkeit der bekannten Gesetzmäßigkeiten und den Einfluß des inhomogenen Untergrundes und inhomogenen Hintergrundes auf diese zu untersuchen. Dieser Weg muß bei allen solchen Untersuchungen beschritten werden, wo der klinische Radiologe einen Beitrag aus dem Gebiet der Medizin, weitergefaßt der Biologie,

zu dem oben angeführten Komplex der Teilglieder bei der Entstehung und Wiedergabe eines Röntgenbildes liefert. Von physikalischer, technischer, wissenschaftlich-photographischer, wie physiologisch-optischer und psychologischer Seite sind bereits umfangreiche und weit vorangetriebene Beiträge hierzu geleistet worden.

Die Darstellbarkeit und Erkennbarkeit von Details kann anhand von absoluten Werten als ein Grenzwert angegeben werden. Abweichend hiervon tragen BURGER (52) und MORGAN (176) Kontrast und Detailgröße gegeneinander auf und geben so ihre gegenseitige Abhängigkeit an und den Grenzwert, welcher noch erkannt werden kann. Dabei ist es möglich, daß entweder beide Werte gleich ins Gewicht fallen, oder beim Überwiegen des einen Parameters sich die Grenze jeweils nach der Seite des überwiegenden Parameters verschiebt. Damit wird ein Erkennbarkeitsbereich angegeben (FRIK). Werden Untersuchungen vorgenommen, welche in der Anordnung im Modell, mehr noch am biologischen Objekt variable Bedingungen in einem enger begrenzten Bereich zulassen, so ist es sinnvoll, auch einen Darstellbarkeitsbereich und einen Erkennbarkeitsbereich für Details anzugeben. Werden schon bei physikalischen Untersuchungen für jeden Meßwert Toleranzen angegeben, so mag dies umsomehr für die Untersuchung am biologischen Objekt gelten. Zumal hier schon für das untersuchte Objekt ein Bereich gegeben ist, innerhalb dessen auch bei engster Fassung sehr viel mehr variable Bedingungen fallen. Auch ist es sehr viel schwieriger aus solch einem Bereich absolute Bedingungen herauszunehmen, als dies unter laboratoriums-mässigen, physikalischen Bedingungen möglich ist.

1.1 Aufgabenstellung

Die Aufgabenstellung wird anhand der Wahl der Untersuchungsmethoden besprochen. Für letztere waren folgende wesentlichen Punkte maßgebend, welche anhand des Schemas der Entstehung, der Aufzeichnung und der Auswertung eines Röntgenbildes und der dabei in Erscheinung tretenden Einzelglieder besprochen werden sollen (Abb. 1):

- 1.11 Der Röntgenapparat mit der Röhre;
- 1.12 Das aus der Röhre austretende Primärstrahlenbündel;
- 1.13 Das Objekt a) als Absorber,
b) als Streustrahlenquelle großer Ausdehnung sowohl nach der Seite wie nach der Tiefe;
- 1.14 Das Strahlenbild, welches in einer Ebene auf der focusfernen Objektseite, senkrecht zum Strahlengang angeordnet, gedacht werden muß und für das menschliche Auge nicht wahrnehmbar ist;
- 1.15 Das Bildwandler system, welches das Strahlenbild aufnimmt, verstärkt und für das menschliche Auge sichtbar macht;
- 1.16 Das menschliche Auge und die psychische Verarbeitung der aufgenommenen Informationen.

1.11. Der Röntgenapparat mit der Röhre:

Der zuvor beschriebene Bereich des untersuchten Objektes sollte möglichst unter denjenigen Bedingungen gehalten werden, unter welchen er in der klinischen Radiologie gegeben ist. Schon deshalb, um aus diesem Bereich eine Aussage zu bekommen. Es wurde daher als Apparat mit Röhre eine Einrichtung verwendet, welche bewußt so belassen war wie sie in der klinischen

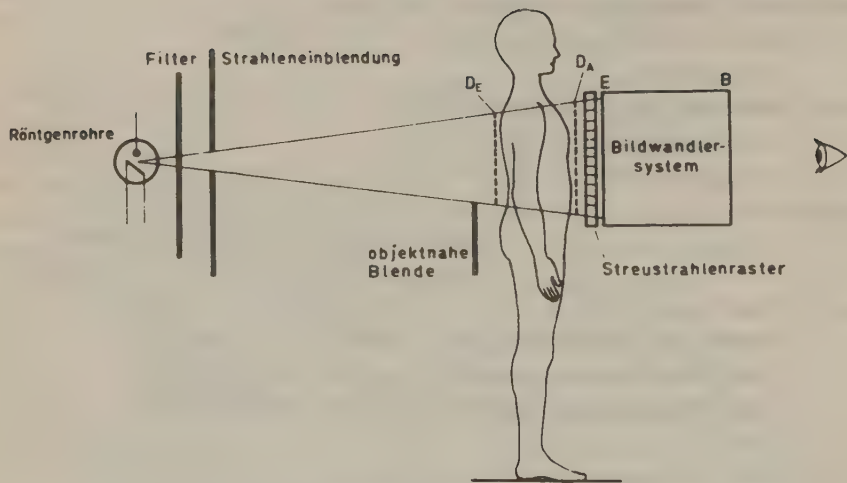


Abb. 1. Schema der Röntgenbilderzeugung.

Abb. 1: Schema der Entstehung (Röntgenröhre bis D_A)
 der Aufzeichnung (E bis B)
 und der Registrierung des Röntgenbildes (Auge).

Radiologie zur Verwendung kommt. Dies bedingte die Erstellung einer M e ß k e t t e , welche es ermöglicht, die am Apparat eingestellten technischen Daten während der Aufnahme zu kontrollieren. Bei Untersuchungen im Laboratorium ist eine solche Kontrolle nicht erforderlich, da aus Gründen der Konstanz Apparate mit höherer Leistung, als sie erforderlich wäre, benützt werden. Eine solche Art der relativen Konstanthaltung, besser r e l a t i v e n S t a b i l i - s i e r u n g im Apparat ist unter den Bedingungen der klinischen Radiologie nicht üblich, oder läßt sich nur mit einem Kostenaufwand erreichen, welcher nicht mehr vertretbar ist. Da somit eine Stabilisierung nicht zu realisieren war, mußte die Möglichkeit geschaffen werden, die während der Aufnahmen eingehaltenen Daten zu registrieren und unter Umständen Aufnahmen zu eliminieren, die unter stark abweichenden Bedingungen erstellt wurden.

1.12 Das aus der Röhre austretende P r i m ä r - s t r a h l e n b ü n d e l :

Eng verknüpft mit der Konstanz der Aufnahmebedingungen ist die Zusammensetzung des Primärstrahlenbündels, wie später die Darstellbarkeit von Details. Somit waren zwei Fragen zu beantworten:

- a) Wie kann die Konstanz der Zusammensetzung des Primärstrahlenbündels und seiner Leistung kontrolliert werden?
- b) Ist es möglich, zu Aussagen über die spektrale Zusammensetzung des Primärstrahlenbündels zu kommen und mit einem daraus gewonnenen Wert die Darstellbarkeit von Details zu berechnen?

1.13 Das O b j e k t

Bei Untersuchungen vor h o m o g e n e m H i n t e r -
g r u n d wurden bis jetzt Phantome verwendet, deren
Absorptionseigenschaften den Verhältnissen am bio-
logischen Objekt entsprachen, deren Aufbau jedoch
mehr auf physikalische oder physiologisch-optische
Meßmethoden abgestimmt war und weit von den Gegeben-
heiten am biologischen Objekt abwich. Die Abhängig-
keit der Darstellbarkeit und Erkennbarkeit von Details
bei inhomogenem Aufbau des biologischen Objektes ist,
so stand zu erwarten, nicht nur durch die Absorptions-
eigenschaften gegeben, sondern auch durch die spezielle
Anordnung. So kamen gebräuchliche Phantome (46, 51, 61,
74, 119, 134, 148, 177, 181, 207, 215, 216, 225, 233, 251,
252, 270, 273, 277, 278, 298, 311, 325) weniger inbetracht.
Es mußte ein Objekt gefunden werden, das in seinen Ab-
sorptionseigenschaften und in seiner Anordnung als in-
homogener Untergrund dem biologischen Objekt so nahe
wie möglich kam. Dazuhin mußte eine Hintergrundsan-
ordnung gefunden werden, welche ebenfalls dem bio-
logischen Objekt soweit wie möglich entsprach. Ver-
suche am lebenden biologischen Objekt kamen wegen der
Strahlenbelastung (6,52,255,283,295,301,315,324,341,
342) nicht infrage. Die Leiche konnte als Versuchs-
objekt schon zu große Veränderungen bieten und schied
bei Untersuchungen über längere Zeit aus rein tech-
nischen Gründen aus. Als ein Modell, welches den
vorgenannten Bedingungen weitgehend entsprach bot sich
ein Kunststoffthoraxmodell an. Sein Hauptvorteil liegt
in der dem biologischen Objekt, hier dem menschlichen
Brustkorb sehr nahe kommenden äußeren Form, in den Ab-
messungen der Brustkorbwände, wie in einem von außen
zugänglichen Lungenhohlraum. In letzteren konnte ein als
Hintergrund gedachtes Lungengefäßgerüst eingebracht
werden.

Es konnte erwartet werden, daß es mit der von SCHUMMER (288, 289, 290) angegebenen Methode der Gefäßinjektion mit einem in der Dichte 1,18 polymerisierenden Kunststoff gelingen könnte, einen Gefäßbaum der Lunge in typischer räumlicher Anordnung als Hintergrundanordnung zu erhalten, und die umgebende Lunge entsprechend präparieren zu können.

Als gefragte Details wurden pathologische Veränderungen in den Lungen gewählt, welche in ihrer Form, ihrer Begrenzung und ihren Absorptionseigenschaften in der Darstellbarkeit einen Extremfall in der ungünstigsten Richtung darstellen, bei der Erkennung krankhafter Veränderungen jedoch als wesentliches Detail infrage kommen (196, 256, 257):

- a) Kugeln mit zunehmender Größe mit einer Dichte von 1,05 als Vertreter von miliaren Knötchen.
 - b) Drähte mit zunehmendem Durchmesser als Vertreter einer verstärkten Gefäßzeichnung oder einer vermehrten Zeichnung.
 - c) Ausgebreitete, knotige Verdichtungen, wie sie als Hiluslymphknotenvergrößerungen auftreten.
- Die zu erreichende Dichte betrug 1,18.

Gegenüber der von CHANTRAINE angegebenen und von PULVER-MACHER (200) übernommenen Methode zur Herstellung von Kugeln der Dichte 1,0 aus einer Mischung von Puderzucker und Paraffin mit der Gefahr einer inhomogenen Verteilung der Rohstoffe bei der Fertigung der Kugeln, konnte erwartet werden, daß bei Verwendung thermoplastischer Kunststoffe homogene Kugeln hergestellt werden können. Wenn es gelang dieses zusammensetzbare Modell zu schaffen, dessen Einzelkomponenten in ihrer stofflichen Zusammensetzung und räumlichen Anordnung genau bekannt waren, konnte ihre Darstellung im Röntgenbild einzeln und in der Zusammensetzung untersucht und ihr Einfluß auf die Darstellbarkeit und Erkennbarkeit von Details im zusammengefügteten Gesamtkomplex bestimmt werden.

1.14 Das Strahlenbild

Messungen (siehe Meßmethoden) in der Strahlenbildebene sollten näheren Aufschluß über die Verhältnisse der Strahlenintensität, der Zusammensetzung der Gesamtstrahlung aus Primär- und Streustrahlung und deren Verhalten in den verschiedensten Meßpunkten am inhomogenen Untergrund geben und damit zur Berechnung der Darstellbarkeit von Details vor inhomogenem Untergrund beitragen.

1.15 Das Bildwandlersystem

Als Bildwandlersystem wurde die Film-Folien-Kombination gewählt. Eine Einschränkung hinsichtlich der Aufnahmetechnik erfolgte auf die Aufnahme mit der Film-Folien-Kombination mit feinzeichnender Folie, unter Variation des Focus-Film-Abstandes, der Strahlenqualität, der Streustrahlenbeseitigung, der Folie und des Films. Von Aufnahmen des bewegten Objektes wurde umsomehr Abstand genommen, als die technischen Voraussetzungen zur weiteren Einschränkung der in der Lunge störend in Erscheinung tretenden Bewegungsunschärfe noch nicht vollständig erarbeitet sind, wenn auch bei einer Aufnahmezeit von 10 msec nach STIEVE die Bewegungsunschärfe in die Größenordnung der Material- und geometrischen Unschärfe gelangt.

1.16 Das menschliche Auge und die psychische Verarbeitung des aufgezeichneten Röntgenbildes

Die subjektive Auswertung der Röntgenaufnahmen sollte zur Bestimmung des Grenzbereiches der Erkennbarkeit von Details vor inhomogenem Hintergrund führen. Hierzu stand ein Team von erfahrenen Radiologen, von Radiologen in der Ausbildung,

von Physikern und Technikern bereit. Die Ergebnisse waren zu den objektiven Messungen und Berechnungen zur Darstellbarkeit von Details vor inhomogenem Untergrund in Beziehung zu setzen. Die möglichen objektiven Methoden der Schwärzungsmessung mit Makro- und Mikrodensitometrie, wie die Frequenzanalyse mittels einer Beugeapparatur (BOSECK, 33, 34) waren auf ihre Verwertbarkeit bei der Ermittlung des Grenzbereiches der Detailerkennbarkeit und des Einflusses von inhomogenem Unter- und Hintergrund zu prüfen.

Die Wahl und die Beschreibung der Meßmethoden, der Meßwerte, die Beschreibung der Messungen, der Ergebnisse und ihre Zusammenfassung werden in den folgenden Abschnitten behandelt, wiederum in der Reihenfolge des Schemas der Entstehung und Wiedergabe eines Röntgenbildes und der dabei in Erscheinung tretenden Einzelglieder. Um die Übersichtlichkeit in der Darstellung nicht zu verlieren, wurde die Erläuterung und breitere Darlegung von Begriffen wie Phantom und/oder Modell, inhomogener Untergrund und inhomogener Hintergrund erst in die folgenden Kapitel mit aufgenommen.

Tabelle Ia

Zusammenfassung der in die Untersuchungen eingegangenen
Parameter:

- 1) Apparat: Drehstrom-12-Puls-Generator
- 2) Gerät: Pantoskop 2
- 3) Spannung im Primärstromkreis des Apparates
- 4) Strom im Primärstromkreis des Apparates
- 5) Spannung im Sekundärstromkreis des Apparates
- 6) Strom im Sekundärstromkreis des Apparates
- 7) Röhre
- 8) Brennfleckgröße (2)
- 9) Spektrale Zusammensetzung des Primärstrahlenbündels (2)
- 10) Belichtungszeit (6)
- 11) Anatomische Maßzahlen für den inhomogenen Untergrund des Objektes (4)
- 12) Dichte 0,24 für das Lungenpräparat
- 13) Form und Anordnung des Gefäßbaums im Lungenpräparat
- 14) Gesamtfilterung der Röhre
- 15) Eigenschaften des Streustrahlenrasters (Selektivität, Schachtverhältnis, Lamellenzahl/cm) (2)
- 16) Film-Folien-Kombination (12)
- 17) Focus-Film-Abstand während der Aufnahmen (2)
- 18) Bedingungen in der Entwicklungsmaschine (Chemikalien, Temperatur, Durchlaufzeit)
- 19) Leuchtdichte des Schaukastens
- 20) Art der Auswertung (4)
- 21) Objekt-Film-Abstand (3)
- 22) Abtastrichtung bei der Messung in der Beugeapparatur von BOSECK (2)
- 23) Betriebsbedingungen für die Lampe im Mikroskopphotometer
- 24) Betriebsbedingungen für den SEV am Mikroskopphotometer
- 25) Betriebsbedingungen für den lin/log.-Schreiber

Tabelle Ib

Abschätzung der für die Untersuchungen möglichen Parameter:

1)	4
2)	4
3)	6
4)	6
5)	12
6)	8
7)	4
8)	4
9)	4
10)	8
11)	15
12)	6
13)	4
14)	3
15)	12
16)	10
17)	2
18)	10
19)	4
20)	10
21)	3
22)	2
23)	2
24)	4
25)	4
	151

Summe der geschätzten, möglichen Parameter. Hierbei sind noch nicht verschiedene Aufnahmetechniken, Durchleuchtungstechniken und die verschiedenen Möglichkeiten der Aufzeichnung am Bildverstärkerausgang berücksichtigt.
Hierfür wären nochmals 25 Parameter anzusetzen.

2. Messmethoden und Versuchsanordnungen

2.1 Übersicht

Eine klare Darstellung der Meßmethoden und Versuchsanordnungen gelingt am besten anhand des Schemas der Kette der Entstehung, Wiedergabe und Auswertung des Röntgenbildes. Vor allem läßt sich der Einfluß des noch näher zu definierenden inhomogenen Untergrundes und inhomogenen Hintergrundes auf die Darstellbarkeit und Erkennbarkeit von Details nur auf diese Weise untersuchen und beschreiben. Eine Synopsis der Ergebnisse und damit der Teilglieder der Kette wird im Kapitel 3 ff. vorgenommen. Die technischen Einzelheiten, soweit sie speziell erarbeitet werden mußten, sind in einem Technischen Anhang gesondert zusammengefaßt. So wird dadurch der Fluß der Darstellung nicht über Gebühr gestört.

2.2 Teilglieder der Kette der Entstehung und Wiedergabe des Röntgenbildes

2.21 Apparat und Röhre

Als Generator* stand ein Zwölfpuls-Dreiphasen-Generator höchster Leistung zur Verfügung.

Als Röntgenröhre* kam eine gittergesteuerte Drehanoden-Rapid-Röhre Bi 150/30/50 RG mit einer Brennfleckgröße von 0,6 x 0,6, bzw. 1 x 1 mm Kantenlänge zur Verwendung. Die Gesamtfilterung betrug 3 mm Al - Gleichwert (65, 227).

Als Untersuchungsgerät* war ein Zielgerät mit Fernauszug am Klapparm und zwei Rastern für Nah- und Fernabstand angeschlossen. Bei Fernabstand betrug der Focus-Filmabstand 1,50 m, bei Nahabstand 0,70 m. Damit bestanden hinsichtlich der Geometrie konstante und reproduzierbare Verhältnisse. Das zur Aufnahme der Raster und der Kassette dienende Zielgerät wurde während der aufnahmen fixiert, da kein STIEVE-Stativ mit absolut erschütterungsfreiem Rasterablauf zur Verfügung stand.

Als Streustrahlenraster waren zwei Raster mit Bleilamellen (Pb), mit dem Schachtverhältnis $r = 8$, sowie der Anzahl der Lamellen je cm = 40 mit einem Focussierungsabstand von 70 cm, bzw. 150 cm eingebaut.

* Firma Siemens-AG, Bereich Medizinische Technik

2.22 Meßkette für die Überwachung der Aufnahmebedingungen in der Klinischen Radiologie; Meßmethoden, Meßwerte und Meßergebnisse

Wie unter 1.11 aufgeführt, bedarf es bei Untersuchungen zur Entstehung und Wiedergabe, unter Umständen bei Untersuchungen über die Qualität des Röntgenbildes unter den Bedingungen der klinisch-radio-logischen Praxis der Aufstellung einer Meßkette, um über die während der Aufnahme gegebenen Bedingungen Kenntnis zu erhalten. Die Ursache hierfür liegt darin, daß eine absolute Stabilisierung der Aufnahmebedingungen nur unter größtem materiellem Aufwand möglich wäre und eine relative Stabilisierung wie im Laboratorium nicht zu erreichen ist. Der Anlaß für eine mögliche Abweichung der tatsächlich vorhandenen Aufnahmebedingungen von den eingestellten Werten kann einmal durch Belastungsspitzen im Netz (z.B. Anfahren von Aufzügen) gegeben sein. Geschieht dies während einer Aufnahme, so wird der Apparat nicht in der Lage sein, einen dadurch bedingten Netzzusammenbruch auszugleichen. Zum anderen besteht die Möglichkeit baulicher Veränderungen am Netz infolge Zuschaltungen, welche den Innenwiderstand verändern. Der Apparat jedoch wurde zum Zeitpunkt der Montage auf einen ganz bestimmten, damals gemessenen Innenwiderstand des Netzes eingestellt, und eine Korrektur wäre nur dann möglich, wenn solche baulichen Veränderungen bekannt und entsprechend berücksichtigt würden. Hierauf wird von den Apparatherstellern immer wieder hingewiesen (MEILER, Mündliche Mitteilung). Die Möglichkeiten von Differenzen zwischen eingestellten und tatsächlich vorhandenen Werten sind nicht im Apparat selbst gegeben. Hingegen liegen im

Schrifttum immer wieder Angaben vor, nach welchen die Ausbeute von Apparat zu Apparat stärker schwankt (14,16,24,25,56,101,102,128,135,147,158,163,199,201,236,314,331). Hieraus ergibt sich eine weitere Anwendungsmöglichkeit der zu beschreibenden Meßkette, so daß deren zwei angeführt werden können.

- a) Die Überwachung der Aufnahmebedingungen während der Untersuchungen zur Entstehung, Wiedergabe und Auswertung, unter Umständen Qualität des Röntgenbildes;
- b) Kontrolle der eingestellten Bedingungen am Apparat in zeitlichen Abständen, um Abweichungen zu erkennen und evtl. Korrekturen vornehmen zu können.

Zur Kontrolle der Aufnahmebedingungen stehen im elektrischen System des Apparates Spannung und Strom im Netz, bzw. im Primärstromkreis, sowie Spannung und Strom im Hochspannungskreis, bzw. im Sekundärstromkreis, die Schaltzeit und das Produkt von Strom und Schaltzeit (mas-Produkt) zur Verfügung:

Es ist möglich, im Anschluß an am Eingang des Apparates angebrachte Vorwiderstände Spannung und Strom im P r i m ä r s t r o m k r e i s abzugreifen. Die technische Durchführung dieser Messung wird im Technischen Anhang beschrieben. Als M e ß - w e r t e werden die Spannung der drei Netzphasen, sowie die Stromstärke in den drei Netzphasen gewonnen. Hieraus wird ersichtlich, ob in allen drei Phasen dieselben Verhältnisse herrschen und ob während der Aufnahme ein Spannungsabfall größeren Ausmaßes stattgefunden hat. Dazuhin kann aus diesen Werten der Innenwiderstand des Netzes berechnet werden (siehe Technischer Anhang).

Bis vor einigen Jahren war es nur möglich, die Hochspannung im Sekundärstromkreis an der Röntgenröhre mittels einer Kugelfunkensstrecke, oder unter direktem Eingehen in den Sekundärstromkreis am Anschluß der Röhre oszillographisch zu messen. Inzwischen besteht die Möglichkeit, mittels einer definierten Transformierung über Spannungsteiler die Hochspannung im Sekundärstromkreis oszillographisch zu registrieren, ohne daß unter Hochspannungsbedingungen gemessen werden muß (Abb. T 4). Für letztere Methode* bedarf es eines gewissen technischen Aufwandes. Als Meßwerte werden Spannung und Strom im Sekundärstromkreis gewonnen. Diese besitzen besondere Bedeutung als Ergebnis der elektrischen Vorgänge im Apparat und als Voraussetzung für die Entstehung der Strahlung (Abb. 1, Kapitel 2.23 ff).

Eine einfachere und damit auch weniger aussagekräftige Messung im Sekundärstromkreis ist mittels eines mAs-Meters gegeben, vorausgesetzt, daß der Zeitschalter entsprechend den eingestellten Bedingungen schaltet. Der Meßwert ist hier wieder das mAs-Produkt.

* Firma Siemens-AG, Bereich Medizinische Technik

2.22.1 E r g e b n i s s e

Bei der Registrierung von Spannung und Strom im P r i m ä r s t r o m k r e i s ergab sich am hier verwendeten Apparat, daß die Spannung in den drei Phasen nicht auf demselben Niveau liegt. Dies wirkt sich in der Hochspannungskurve im Sekundärstromkreis derart aus, daß eine durch zu niedrige Einstellung des Vorwiderstandes resultierende Überspannung zu Überhöhungen in der Hochspannungskurve, eine zu hohe Einstellung des Vorwiderstandes zu einer Einsattelung der Hochspannungskurve führt; dies prägt sich je nach Zahl der beteiligten, gering unter oder über Soll eingestellten Phasen verschieden aus (Abb. 2, obere Kurve). Die größte Differenz betrug nicht mehr als 5 %. Soweit die durch eine gering differente Einstellung der Vorwiderstände bedingten Überhöhungen und Einsattelungen sich in den hier gegebenen Grenzen halten, erübrigt sich zunächst eine Korrektur.

Außerdem läßt sich der derzeitige Innenwiderstand des Netzes errechnen und ergibt eine Kontrollmöglichkeit für spätere Nachmessungen.

Bei der Messung im S e k u n d ä r s t r o m k r e i s lassen sich folgende von apparatetechnischer Seite unvermeidliche oder nur unter größtem technischem Aufwand vermeidbare Beeinträchtigungen am Beginn der Hochspannungskurve feststellen:

- 1) Beim Einschaltvorgang treten Spannungsspitzen auf. Diese müssen gedämpft werden. Hierdurch kommt es zur Bildung einer Stufe in der Anstiegsflanke der Hochspannungskurve (Abb. 2).
- 2) Die Hochspannungskurve zeigt nach Durchlaufen der Anstiegsflanke eine von den Technikern als Einschwingvorgang bezeichnete Drift, welche die Kurve in ca. 250 msec - bei unserem Apparat maximal 3 kV - hochlaufen läßt (Abb. 3, mittlere Kurve). In demselben Maße sinkt die Stromkurve ab.

Betrachtet man die Ergebnisse vergleichend, so läßt sich sagen, daß die meist interessierende Messung die Messung im Sekundärstromkreis darstellt. Sie bildet unmittelbar die Brücke zu weiteren Messungen und Berechnungen im Primärstrahlenbündel. Gleichzeitig läßt sie wesentliche Veränderungen deutlich erkennen. Aus diesen können jedoch zunächst noch keine Hinweise auf die Ursache gewonnen werden. Letzteres ist erst möglich, wenn zugleich die Messung am Eingang des Systems im Primärstromkreis durchgeführt wird. Hiermit läßt sich sofort klären, ob die festgestellte Störung im Bereich des Netzes oder im Apparat zu suchen sein wird. Störungen apparateseitig sind allerdings nur zu erwarten, wenn wirkliche Schäden auftreten sollten. Auch die Ermittlung des mAs-Produktes läßt nur die Feststellung einer Abweichung der Aufnahmedaten erkennen, ohne daß der Hinweis auf den Ort der Störung damit gegeben wäre.

2.22.2 Zusammenfassung

Für die durchgeführten Untersuchungen wurde ein Hochleistungsapparat verwendet, wie er, abweichend von der Einrichtung im Laboratorium, in der klinischen Radiologie listenmäßig Verwendung findet. Die Apparate arbeiten zwar auch hier mit hoher Konstanz, jedoch stehen keine Werte zu einer Kontrolle zur Verfügung. Da die Möglichkeit für Abweichungen der Aufnahmebedingungen in der klinischen Radiologie größer ist als im Laboratorium, wird eine Kontrolle notwendig. Diese kann mit einer Meßkette durchgeführt werden, für welche zunächst drei Teiglieder beschrieben sind. Für Untersuchungen zur Entstehung und Aufzeichnung des Röntgenbildes, wie für die Gütebeurteilung werden Messungen am Eingang und Ausgang des elektrischen Systems im Apparat für sinnvoll gehalten. Damit ist ein Überblick über die tatsächlich vorhandenen Bedingungen während der Aufnahme und die

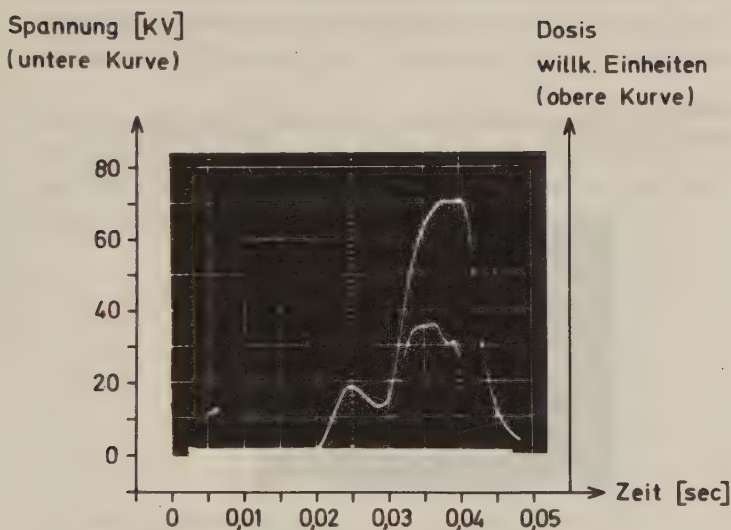


Abb. 2 : Oszillogramm der Hochspannungskurve
(untere Kurve).

Oszillogramm der Dosis (obere Kurve,
ungeeicht). Hochspannung
und Dosis sind gegen die
Zeit aufgetragen. In der
Dosiskurve kommt die Stufen-
bildung beim Einschaltvor-
gang zum Ausdruck.

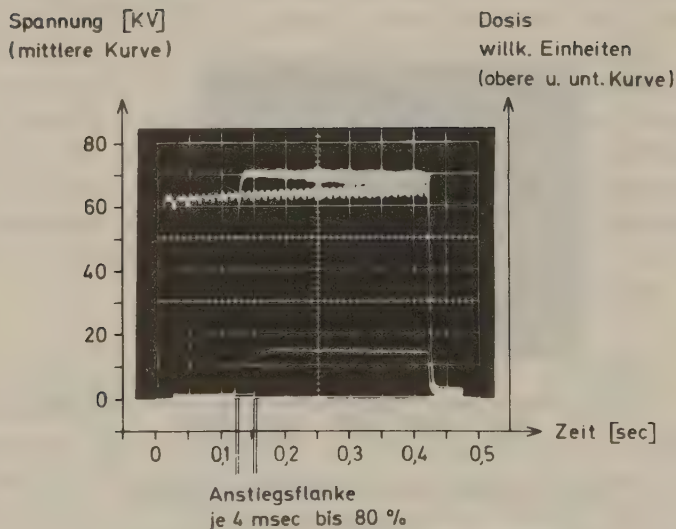


Abb. 3 : Oszillogramm von Hochspannung (mittlere Kurve) und Dosis (obere und untere Kurve, ungeeicht).

Die Spannungskurve läuft bis maximal 3 kV von links nach rechts hoch; dies entspricht dem Einschwingvorgang, auch Drift genannt.

Auf der Abszisse ist die Anstiegsflanke der Dosiskurve markiert; sie läuft in 4 msec bis 80 % ihres Endausschlages.

Eliminierung von Aufnahmen bei stark abweichenden Bedingungen möglich. Für die Meßkette ist ein weiteres Glied im Primärstrahlenbündel (Kapitel 2.23 ff) erforderlich. Dieses ermöglicht zusammen mit der dritten beschriebenen Messung im Sekundärstromkreis des Apparates mittels eines mAs-Meters, die Konstanz der Aufnahmedaten zu überwachen.

Der Zusammenhang zwischen Hochspannungskurve im Sekundärstromkreis und spektraler Zusammensetzung des Primärstrahlenbündels soll im nächsten Kapitel näher besprochen werden.

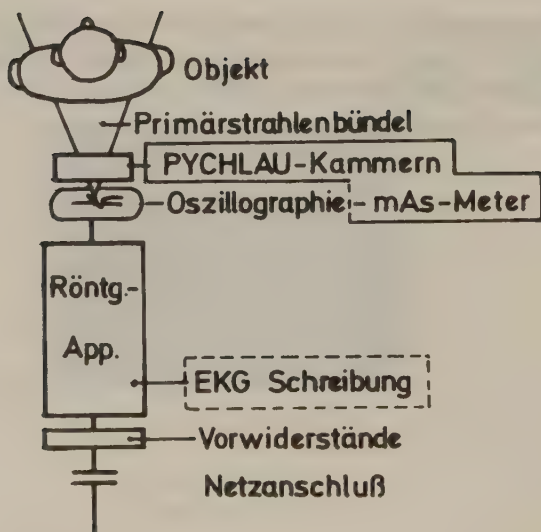


Abb. 4 : Schematische Darstellung der Meßkette zur Überwachung der Aufnahmebedingungen mit Markierung der Meßpunkte.

2.23 Primärstrahlenbündel

Die physikalischen Grundlagen der aus der Röhre austretenden Röntgenstrahlung sind hinreichend bekannt und in speziellen Lehrbüchern für die klinische Radiologie, sowohl für die Therapie wie für die Diagnostik, zusammengestellt. Zusätzlich sind ausführliche Tabellenwerke vorhanden (BRUCE und JOHNS, 43, 136, SPIERS, 250, WACHSMANN und DIMOTSIS, 322, u.a.).

SPIEGLER stellte die physikalischen Grundlagen der Röntgendiagnostik nochmals gesondert dar (240). Er bemerkt dazu in der Einleitung "es könnten bei sinngemäßer Übertragung der physikalischen Grundbegriffe und Vorstellungen, welche die Therapie anwendet, ihre physikalischen Lehren weitgehend in der Diagnostik nutzbar gemacht werden" (247, 250). Nimmt man diesen Satz von seiten der klinischen Radiologie auf und versteht unter nutzbar machen die praktische Anwendung, so ist es immer noch ein weiter Weg von den physikalischen Grundlagen bis zur Nutzbarmachung in der Praxis (Abb. 5). In jedem Punkt ist diese Nutzbarmachung sicher nicht erforderlich. Was das Primärstrahlenbündel betrifft, so hängt die Darstellbarkeit von Details sehr stark von seiner Beschaffenheit ab und es besteht deshalb für den klinischen Radiologen Veranlassung, sich darüber Aufschluß verschaffen zu wollen.

Die physikalischen Angaben über die Absorptionsverhältnisse beruhen auf Messungen oder Berechnungen bei **monochromatischer Strahlung** (133, 157, 280, 319, 322, 326, 327). In der klinischen Radiologie kann mit monochromatischer Strahlung ausreichender Intensität zur Zeit nicht gerechnet werden. Das Primärstrahlenbündel zeigt eine spektrale Zusammensetzung, welche variabel ist, und welche unter Umständen sehr stark schwanken kann. Um

Linearer Absorptionskoeffizient

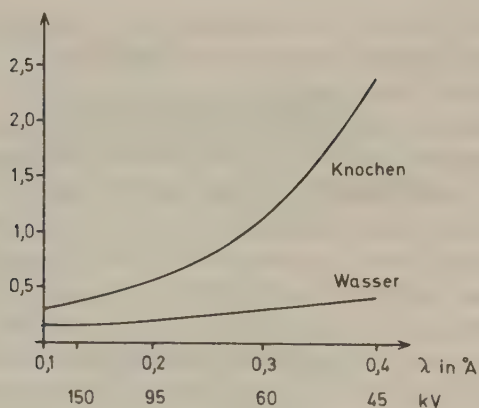


Abb. 5: Der lineare Absorptionskoeffizient als Funktion der Wellenlänge (λ). Die Angaben beruhen auf Messungen und Berechnungen bei monochromatischer Strahlung und sind so in der klinischen Radiologie quantitativ nicht verwertbar.

jedoch die Angaben über die Absorptionsverhältnisse und den damit erreichbaren Strahlenkontrast von physikalischer Seite mit den Gegebenheiten und Möglichkeiten in der Praxis in Einklang bringen zu können, bedarf es einer überbrückenden Darstellung.

2.23.1 Wenn ein Primärstrahlenbündel in der Praxis möglicherweise in seiner spektralen Zusammensetzung stark schwanken kann, so scheint es sinnvoll, eine Zusammensetzung anzustreben, welche immer dieselbe bleibt. Damit wäre ein zwar immer noch zusammengesetzter, jedoch konstant zusammengesetzter Ausgangswert erreicht. Damit bestünde die Aussicht, die spektrale Zusammensetzung aufgrund von heutigen Tags möglichen Messungen mit Halbleiter-Detektoren nach Tabellen berechnen oder gar ablesen zu können (REISS, mündl. Mitteilung, MIKA und REISS, 170, MIKA und REISS, 171).

Die spektrale Zusammensetzung des Primärstrahlenbündels ist weitgehend von der an der Röhre angelegten Hochspannung, von dem Anodenmaterial und von der Filterung abhängig. Während die Filterung in der Praxis leicht zu handhaben ist, kann kein Einfluß auf den Verlauf der Hochspannungskurve und des Anodenmaterials genommen werden. Letzteres bleibt bei der heute üblichen Röhrentechnik relativ konstant, oder wechselt nur in engen Grenzen. Größere Variabilität besteht bei der Hochspannungskurve. Je nach Apparatetechnik kann die Hochspannungskurve als Halbwelle auf Null, sogar über längere Zeit, zurückgehen. Noch beim 4-Puls-Generator wird Null erreicht, und die Kurve durchläuft mehrmals die Spannungen von Null bis zur Scheitelspannung. Erst beim 12-Puls-Generator mit einer Undulation der Scheitelspannung von nur noch ca. 3 % (MEILER) kann mit einem Niveau der Hochspannungskurve gerechnet werden (= pulsierende Gleichspannung). Es wird so eine nur ganz

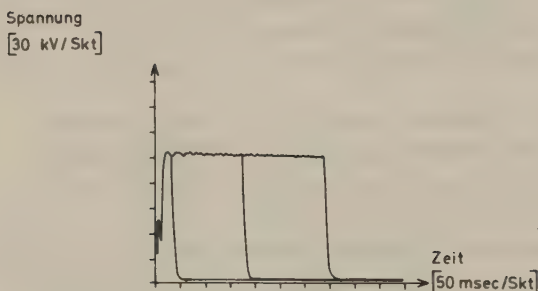
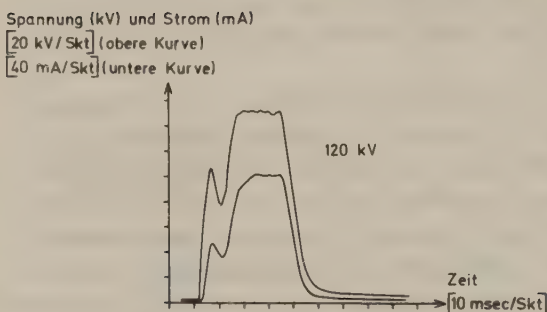


Abb. 6 : Oberes Diagramm: Hochspannungs- und Stromkurve im Sekundärstromkreis der Röhre. Die deutliche Stufe in der Anstiegsflanke beider Kurven läuft über ca. $1/3$ der Schaltzeit. Das Resultat ist eine stark differente Zusammensetzung des Spektrums.

Abb. 7 : Unteres Diagramm: 3 Hochspannungskurven bei kurzer, mittlerer und langer Schaltzeit. Je länger die Schaltzeit, umso geringer wird der Einfluß der Stufe in der Anstiegsflanke auf das Strahlenspektrum sein.

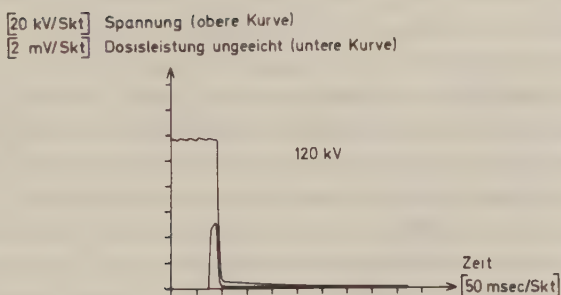
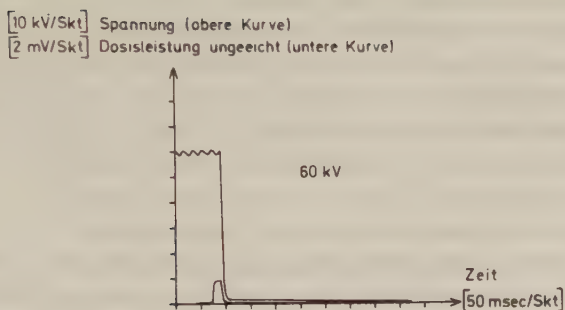


Abb. 8 : Oberes Diagramm: Obere Kurve: Hochspannung im
 Sekundärstromkreis mit
 Plateau und rechtecki-
 gem Abfall
 Untere Kurve: Einem Rechteckimpuls an-
 genäherte Form der Dosis-
 leistungskurve
 Parameter: 60 kV_s
 Das Resultat ist eine isoheterogene
 Primärstrahlung.
 Unteres Diagramm: Dieselben Kurven wie oben,
 Parameter: 120 kV_s

gering schwankende Zusammensetzung des Primärstrahlenbündels erreicht. Die geringe Schwankung der spektralen Zusammensetzung kann nach REISS (mündl. Mitteilung) außer acht gelassen werden. Um bei den Versuchen noch sicherer zu gehen, wurde die Anstiegsflanke der Hochspannungskurve (Abb. 2, siehe Kapitel 2.22.1), welche die gleichartige spektrale Zusammensetzung vor allem bei kurzen Schaltzeiten (Abb. 6) noch zu stören vermag, durch einen Bleischieber (Abb. T 6, T 14) nach KRIEG, RÖDEL und STRAUSS eliminiert. Das aus der Röhre austretende Strahlenbündel wird hierbei erst freigegeben, wenn die unter Kapitel 2.22.1 (Abb. 2 u. Abb. 6) aufgeführte Anstiegsflanke und der Einschwingvorgang der Hochspannungskurve (Abb. 3) durchlaufen sind. Es wird damit ein Strahlenimpuls erreicht, welcher auch dann noch keine rechteckige Anstiegsflanke aufweist, wie sie idealerweise zu fordern wäre. Jedoch resultiert zu jedem Zeitpunkt eine gleiche, spektrale Zusammensetzung des Strahlenbündels und eine angenähert rechteckig abfallende Abstiegsflanke (Abb. 6, oberes Diagramm). Eine Rechteckform des Impulses bei der Anstiegsflanke wird nicht zu erreichen sein, solange der Strahlenimpuls durch die Mechanik des Bleischiebers gesteuert wird (siehe technischer Anhang, Abb. T 6, T 14). Dies gilt für kurze Schaltzeiten. Bei längeren Schaltzeiten wird der Anteil der Anstiegsflanke an der Gesamtkurve über den Schaltimpuls prozentual so gering, daß er vernachlässigbar ist (Abb. 7, unteres Diagramm). Unter Benutzung des Bleischiebers verläuft während der ganzen Aufnahmezeit die Hochspannungskurve auf höchstem Niveau mit nur geringer Schwankung. Dieses Niveau bildet zusammen mit der Aufzeichnung der Stromkurve am Oszillographen und mit der Schaltzeit die Grundlage für die Berechnung der spektralen Zusammen-

s e t z u n g des vorliegenden Primärstrahlenbündels (Abb. 8). Die Berechnung beruht auf Messungen, welche mittels lithiumgedrifteten Germanium-Halbleiterdetektoren im Kryostaten in Verbindung mit einem Vielkanal-Analysator (26, 42, 60, 66, 114, 125, 126, 127, 170, 323) durchgeführt wurden.

Als Voraussetzung für die Ermittlung der im vorherigen Abschnitt genannten Angaben zur Berechnung der spektralen Zusammensetzung des Primärstrahlenbündels sind die im Kapitel 2.22 bis 2.22.2 beschriebenen Verfahren anzusehen. Das Ergebnis zeigt Abb. 8.

2,23,2 Für die Kontrolle der Aufnahmebedingungen und zur Überwachung der Konstanz kann eine "Härtebestimmung" im Primärstrahlenbündel mit einer von PYCHLAU angegebenen Ionisationsdoppelkammeranlage durchgeführt werden. Diese Anlage stellt eine technisch durchführbare Lösung eines schon öfter und von verschiedenen Seiten gemachten Vorschlages dar (MEILLER, mündl. Mitteilung, 28, 101, 102, 128, 185, 202, 203, 204). Dabei wird die Strahlung bei einer Filterung durch Kupferplatten verschiedener Dicke (0,5 mm und 1,0 mm) charakterisiert und ein Quotient aus der Intensität der einfallenden und der durchgelassenen Strahlung bestimmt. Der Quotient wird mit denjenigen Werten verglichen, welche vom Hersteller bei kontinuierlicher Gleichspannung im Sekundärstromkreis ermittelt wurden. Voraussetzung ist dabei, daß die Eigen- und Gesamtfiltrierung der Röhre bestimmt sind und alle gegebenen Bedingungen, wie sie zum Zeitpunkt der Erstbestimmung vorlagen, unverändert geblieben sind. Diese Bestimmung ist, was die Genauigkeit betrifft, nicht mit der Bestimmung der spektralen Zusammensetzung des Primärstrahlenbündels zu vergleichen, reicht jedoch für die praktischen Belange aus.

2.23.3 M e s s w e r t e

Bei der Bestimmung der spektralen Zusammensetzung des Primärstrahlenbündels dienen als Meßwerte die Hochspannungskurve, die Stromkurve und die Schaltzeit. Mit diesen Werten kann unter Verwendung von Messungen mit dem Halbleiterdetektor die Spektralkurve des Primärstrahlenbündels ermittelt und aufgezeichnet werden (REISS, persönl. Mitteilung). Dabei wird auf der Abszisse die Quantenenergie keV aufgetragen, auf der Ordinate die Zahl der Quanten pro keV, mAs und Steradian (Raumwinkel der Einheitsfläche auf der Einheitskugel vom Zentrum aus betrachtet).

Die Werte bei der Härtebestimmung mittels der Ionisationsdoppelkammeranlage nach PYCHLAU haben die Dimension $\underline{R \times cm^2}$.

2.23.4 E r g e b n i s s e

Für die hier durchgeführten Untersuchungen wurde die spektrale Zusammensetzung einer Strahlung bei 60 kV Scheitelspannung am Apparat (oszillographisch kontrolliert), bei 3 mm-Al-Filterung, sowie bei 120 kV-Scheitelspannung am Apparat, bei 3 mm-Al-Filterung ermittelt (Abb. 9 u. 10). Das Spektrum erstreckt sich bei 60 kV bei noch meßbaren Werten von ca. 12 keV bis zur Grenzenenergie von 60 keV. Bei 120 kV Scheitelspannung erstreckt sich das Spektrum bei noch meßbaren Werten von ca. 20 keV bis zur Grenzenenergie von 120 keV. Die Umwandlungen, welche das Spektrum beim Durchgang durch das Objekt erfährt, sollen zusammen mit den Ergebnissen im Kapitel 2.25 besprochen werden.

2.23.5 Z u s a m m e n f a s s u n g

Das Oszillogramm der Hochspannungskurve im Sekundär-

Quanten/ keV, mAs, sr

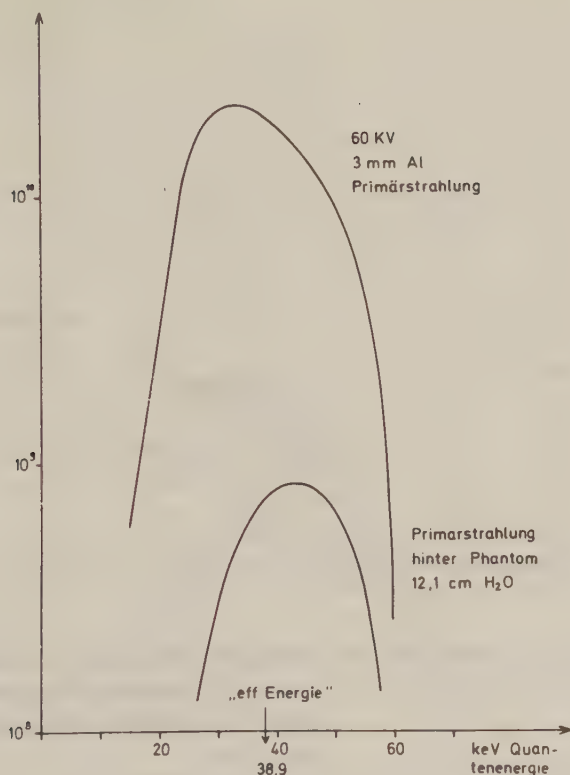


Abb. 9 : Spectrum eines Primärstrahlenbündels wie der Primärstrahlung hinter dem Phantom mit der effektiven Energie welche aufgrund der in Abb. 8 gezeigten Werte, der Messungen bei Halbleiterspektrometrie und nach den Angaben über Dicke, Dichte Zusammensetzung des Modells von REISS berechnet wurden.

Parameter: 60 kV_s, isoheterogene Strahlung (Abb. 8, oberes Diagramm).

Die effektive Energie liegt bei 38,9 keV.

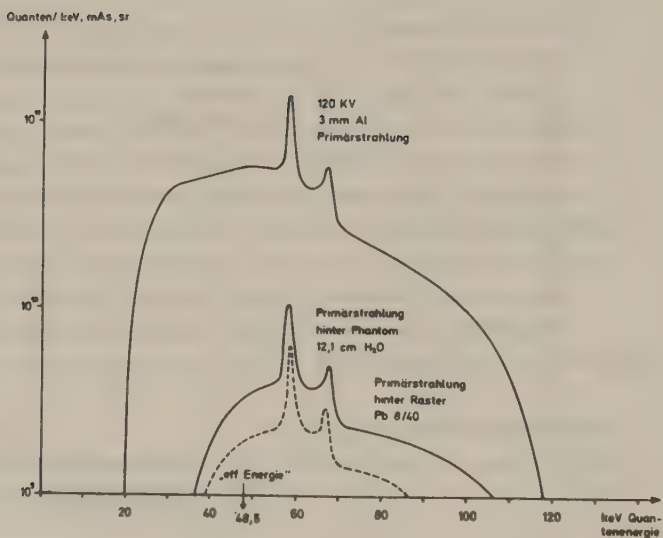


Abb. 10 : Wie Abb. 9. Parameter kV_s 120, isoheterogen (Abb. 8, unteres Diagramm). Die effektive Energie liegt bei 48,5 keV.

Quanten/keV, mAs, sr

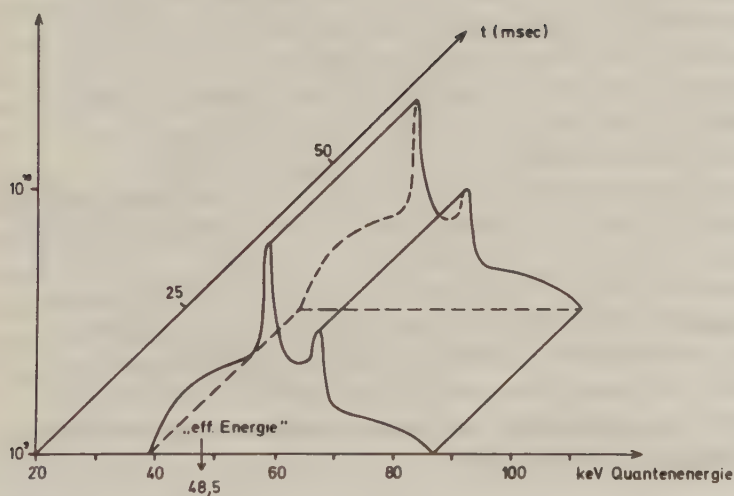


Abb. 11 : Schematische Darstellung eines Primärstrahlenspectrums (Abb. 10, unterste, gestrichelte Kurve) wie es in seiner Zusammensetzung über die Zeitachse konstant bleibt = i s o h e t e r o g e n e Strahlung.

Parameter: 120 kV_s.

stromkreis des Apparates, zusammen mit der Stromkurve und der Schaltzeit ergeben die Möglichkeit die spektrale Zusammensetzung des Primärstrahlenbündels zu berechnen. Mittels eines Bleischiebers kann erreicht werden, daß das Strahlenbündel für den zu verwendenden Strahlenimpuls erst dann freigegeben wird, wenn die Hochspannungskurve eine Anstiegsflanke und eine Einschwingzeit von 250 msec durchlaufen hat. Es wird damit die Form der Hochspannungskurve der Idealform eines Rechteckimpulses angenähert. Die eingangs dieses Kapitels gestellte Forderung, ein zwar zusammengesetztes, aber über die Zeitachse konstant zusammengesetztes Primärstrahlenbündel zu erhalten, wäre damit erfüllt (Abb. 11). Es wird vorgeschlagen, für die bei pulsierender Gleichspannung erreichte Strahlung gleichartiger spektraler Zusammensetzung und vernachlässigbarer Schwankung den Begriff *i s o h e t e r o g e n e S t r a h l u n g* zu verwenden. Ist ein Primärstrahlenbündel isoheterogener Zusammensetzung erstellt, so ist eine feste Ausgangsbasis für weitere Untersuchungen und Berechnungen gefunden. Es kann dann ein bei gegebenem Objekt erreichbarer Strahlenkontrast berechnet werden. Hierüber wird in Kapitel 3.22 berichtet.

Unter der Voraussetzung der Bestimmung der Eigenfilterung und Gesamtfilterung der Röhre und der Konstanz aller gegebenen Bedingungen über den Zeitpunkt der Erstbestimmung hinaus ist es möglich, mit der Ionisationsdoppelkammeranlage nach PYCHLAU eine Kontrolle der Aufnahmedaten durchzuführen. Dies geschieht am besten in Verbindung mit der Anwendung des mAs-Meters, und nach vorherigem Einsatz der in Kapitel 2.22 ff angeführten Teiglieder der Meßkette.

2.24 O b j e k t (s.hierzu Technischer Anhang, Teil B)

Als Objekt wurde ein M o d e l l gewählt. Der Gebrauch des Begriffes Modell und Phantom bedarf der Erläuterung, sowohl hinsichtlich des Sprachgebrauchs, wie hinsichtlich des Aufbaues.

A l l g e m e i n ist unter Modell, der französischen Form von "der Model", das Vorbild oder Muster zu verstehen. Im S p r a c h g e b r a u c h wird auf dem wissenschaftlichen Sektor eine vereinfachende bildliche Darstellung von Strukturen verstanden, oft vorwiegend als Denkmodell (Beispiel: Atommodell). Im vorliegenden Falle wird das Modell als eine plastische Darstellung aufgefaßt, welche den Verhältnissen am biologischen Objekt in Zusammensetzung der Grundstoffe und im Aufbau möglichst nahekommen sollte. Dem gegenüber steht der Begriff des Phantoms. Dieser findet Verwendung für Anordnungen, welche sich hinsichtlich weniger Bedingungen, oft nur einer einzigen Bedingung, wie das biologische Objekt verhalten. Wörtlich Trugbild oder Hirngespinnst, wurde der Begriff in der Medizin zur Bezeichnung von Körperteilen verwendet, welche zu Lehrzwecken nachgebildet und dabei vereinfacht wurden.

Um die Abweichung der hier verwendeten Anordnung vom üblichen Phantom auszudrücken, wurde der Begriff Modell gewählt. Entsprechend der Bedeutung "Vorbild" sollte das Moment der möglichst naturgetreuen Nach-"bildung" herausgestellt werden.

In Bezug auf den Aufbau von Anordnungen zur Darstellbarkeit und Erkennbarkeit von Details vor homogenem Hintergrund wurden bislang Anordnungen verwendet, welche die Bezeichnung Phantom erhielten. Diese weisen meist Absorptionsverhältnisse wie am biologischen Objekt auf.

Sie bestehen oft aus gewebsäquivalenten Stoffen, meist Kunststoffen. Die Details werden in absteigender Größenreihe gewählt, oft inform von Bohrungen in Kunststoffplatten (BURGER, 50, NELSON, 181, u.a.). Immer sind Zusammensetzung und Absorptionsverhältnisse bekannt. Nicht so an der Leiche, wo das biologische Objekt in nur wenig veränderter Form gegenüber dem lebenden Organismus vorliegt, die Zusammensetzung der Details jedoch solange unbekannt bleibt, solange das Objekt nicht nach der Untersuchung auf diese Fragestellung hin analysiert wird. Wesentlich sind Dichte und Dicke der Details. Die chemische Grundzusammensetzung und Ordnungszahlen der Grundstoffe werden sich nicht wesentlich ändern.

Hierzu kommt bei weiterer Berücksichtigung des Aufbaues des zu untersuchenden Objektes eine detaillierte Unterscheidung in den Untergrund und Hintergrund. Es wäre richtiger, von homogenem Untergrund zu sprechen, solange Details vor einer homogenen Anordnung, dem bislang als homogen bezeichneten Hintergrund untersucht werden. Sobald Inhomogenität hinzutritt, geht die einfache Zweischichtigkeit im Aufbau in eine komplexe Vielschichtigkeit über. Je weiter die Übereinstimmung des Untersuchungsobjektes mit dem biologischen Objekt, vor allem hier bei der Thoraxaufnahme, getrieben werden soll, umsomehr Schichten der Anordnung treten zwischen den einst vorhandenen homogenen Untergrund und das gefragte Detail. Am Beispiel des Thorax sind drei Hauptschichten im Aufbau abzugrenzen:

- a) Der i n h o m o g e n e U n t e r g r u n d ,
inform der Wände des Brustkorbes, welche zunächst in der Dicke selbst eine Schwankungsbreite aufweisen, sowie in ihrer Anordnung annähernd seitensymmetrisch zwei Hohlräume seitlich umfassen und in der Mittelachse durch einen breiten Mittelteil

(Mediastinum) in Verbindung stehen. Diese Anordnung schafft einen stark variablen Untergrund, vor welchem sowohl

- b) der hier gefragte inhomogene Hintergrund inform der Lungengefäßzeichnung, wie
- c) die hier gefragten pathologischen Details zur Darstellung kommen.

Die Unterscheidung in Untergrund, Hintergrund und gefragte Details bei Vorliegen eines inhomogenen Aufbaues hat neben der theoretischen Betrachtungsweise eine praktische Bedeutung:

Die inhomogene Untergrundsanordnung bedingt die physikalisch-technisch erreichbare Darstellbarkeit der Details, wie auch des Hintergrundes. Durch den inhomogenen Untergrund wird sozusagen der physikalisch-technisch erreichbare Strahlenkontrast festgelegt. Die Erkennbarkeit von Details vor homogenem oder inhomogenem Untergrund fällt in relativ engen Grenzen mit der Darstellbarkeit zusammen. Eine größere Divergenz von Darstellbarkeits- und Erkennbarkeitsgrenze ergibt sich, wenn ein inhomogener Hintergrund dazutritt. Es wird deshalb hier den Gedanken von DALICHO (62) folgend, in die Darstellbarkeit und Erkennbarkeit von Details unterschieden.

Für die Berechnung der Darstellbarkeit, und für die Untersuchung von Teilfragen zur Erkennbarkeit der Details wurde teilweise auf eine einfachere Anordnung des Objektes zurückgegriffen. Es wurde dabei statt des inhomogenen Untergrundes vor homogenem Untergrund und vor inhomogenem Hintergrund untersucht. Ersterer war inform von gewebeäquivalenten Plexiglasplatten gegeben. Die Anordnung erfolgte dabei so, daß die Streustrahlung im gleichen Maße auftrat, wie beim Gesamtmodell.

2.24.1 Das Thoraxkunststoffmodell der Firma Ferrania-3M, wird im Prospekt Röntgen-Phantom aus Kunststoff genannt und ist aus dem Kunststoff Bioplastik geformt (RODERICK, 215). Der Verfasser gebraucht in seiner Arbeit selbst den Begriff Thorax-Modell. Das spezifische Gewicht von Bioplastik liegt bei 1,20, gegenüber dem von Weichteilgewebe mit 1,02. Der Kunststoff ist thermoplastisch verarbeitbar. Die Einbettung der mazerierten Skelettanteile erfolgte in einem Teilvakuum von 200 mm Hg, so daß keine Luft einschüsse in der Knochenspongiosa zurückblieben. Dies würde die Verhältnisse stark verfälscht haben. Die äußere Form des Modells ist einem männlichen Thorax nachgebildet. Zur Aufnahme eines Lungenmodells ist ein Hohlraum belassen, welcher von unten her zugänglich ist.

Das Modell (in schematischer Ansicht in Abb. 12) war zunächst auf seine Vergleichbarkeit, evtl. Übereinstimmung mit dem biologischen Objekt zu prüfen. Hierzu standen horizontale Schnittzeichnungen einer gefriergetrockneten männlichen Leiche nach EYCLESHYMER und SCHOEMAKER (73), wie die in einer Monographie von TAKAHASHI (309) abgebildeten Transversaltomogramme vom Thorax eines männlichen Individuums zur Verfügung. Für die vergleichende Darstellung wurde das Verhältnis vom Tiefendurchmesser der Weichteile zum Tiefendurchmesser in beiden Lungen, bzw. Thoraxhälften bestimmt. Der Vergleich zeigt stark differierende absolute Werte, jedoch eine befriedigende Übereinstimmung im Verlauf der Zunahme des Verhältnisses. Bei allen drei Objekten setzt in annähernd der gleichen Höhenlage eine starke Zunahme des Verhältnisses ein (Abb. 21 u. Abb. 22).

Dies bedeutet, daß eine angenähert zylindrische Form des Thorax vorliegt (GERSTENBERG, 100, KRIEG, 146, Abb. 18), da der Gesamttiefendurchmesser nur langsam abnimmt (Abb. 16). Basal ist das Verhältnis der Tiefendurchmesser zur Seite der Lungen hin verlagert, während nach dem Spitzengebiet zu, von der Clavicula an rasch zunehmend, die Weichteile überwiegen und der Lungen-tiefendurchmesser rasch abnimmt. Die günstige Wahl des caudalen Clavicularandes als obere Begrenzung für die Dominante bei Gebrauch der Belichtungsautomatik durch STIEVE (294) findet hierdurch eine weitere Bestätigung.

Orientierende Versuche hatten ergeben, daß im Konstrast-Detaildiagramm, gewonnen an einem Phantom nach BURGER (50) inform einer mit Bohrungen versehenen Kunststoffplatte, die Erkennbarkeitsgrenze bei zunehmendem Verhältnis vom Weichteil- zum Lungentiefendurchmesser angehoben, nach der ungünstigen Seite hin verschoben wird (KRIEG, 146). Dies bedeutet, daß die vorgesehenen Untersuchungen nicht wahllos an irgend einem Ort des Thorax durchgeführt werden konnten, sondern daß ein repräsentativer Bezirk gefunden werden mußte, an welchem die Schwankungsbreite in der Untergrundanordnung am geringsten war. Die basalen Abschnitte des für die Lungen zur Verfügung stehenden Hohlraums kamen nicht infrage, da sich in sie das Zwerchfell vorwölbt. Die apicalen Abschnitte des Hohlraums scheiden aus, da hier über eine kurze Strecke ein rascher Abfall des Tiefendurchmessers des Lungenhohlraums und eine rasche Zunahme des Weichteiltiefendurchmessers stattfindet. Ebenso verhält es sich nach der Außenseite zu, wo die Hintergrundanordnung der Lunge zwischen den Weichteilwänden in sich rasch änderndem Verhältnis mit nur noch geringem Tiefendurchmesser in das konkave Halbrund der Thoraxwand eingefügt ist. Ähnlich zeigt sich dies auch nach medial, nach dem Mittelschatten zu (Abb. 16, 21, 22, 23, 24). Wegen der Ausdehnung des Herzens in den linken Hemithorax hinein

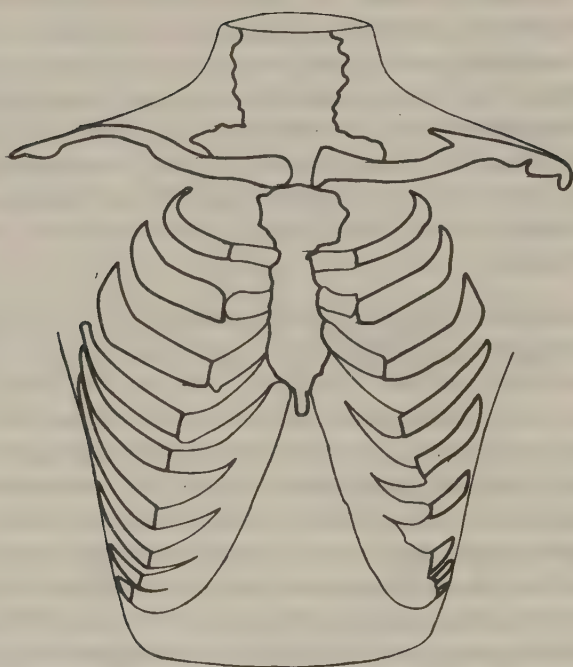


Abb. 12 : Schematische Ansicht des Kunststoffthoraxmodells.

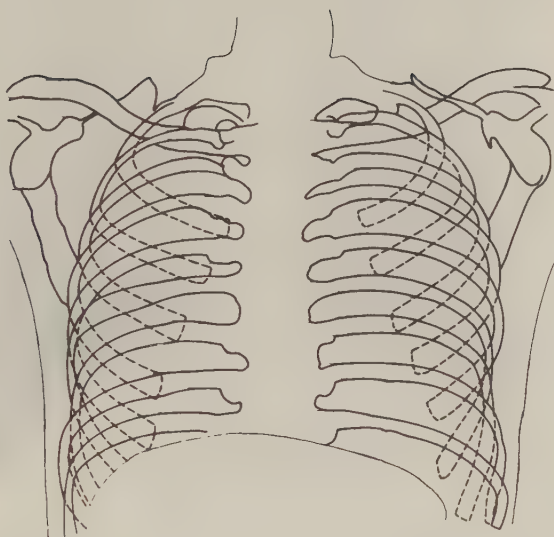


Abb. 13 : Skizze der im Röntgenbild darstellbaren
Skelettanteile des Modells.

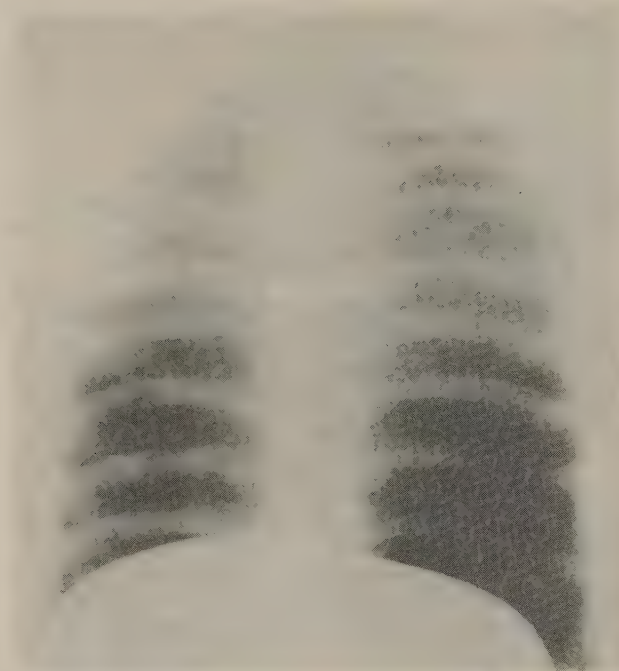


Abb. 14 : Röntgenbild des Kunststoffthoraxmodells=
I n h o m o g e n e r U n t e r g r u n d
Maßstab 1 : 4 .

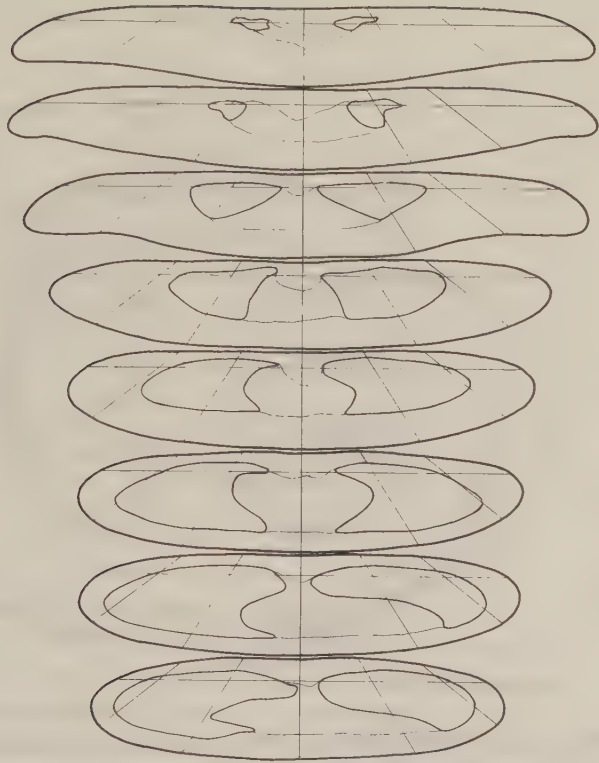


Abb. 15 : Halbschematische Ansicht von Horizontalschnitten des Modells mit Darstellung der beidseitigen Lungenhohlräume, in Anlehnung an die Schnitte von EYCLSHYMER und SCHOEMAKER.

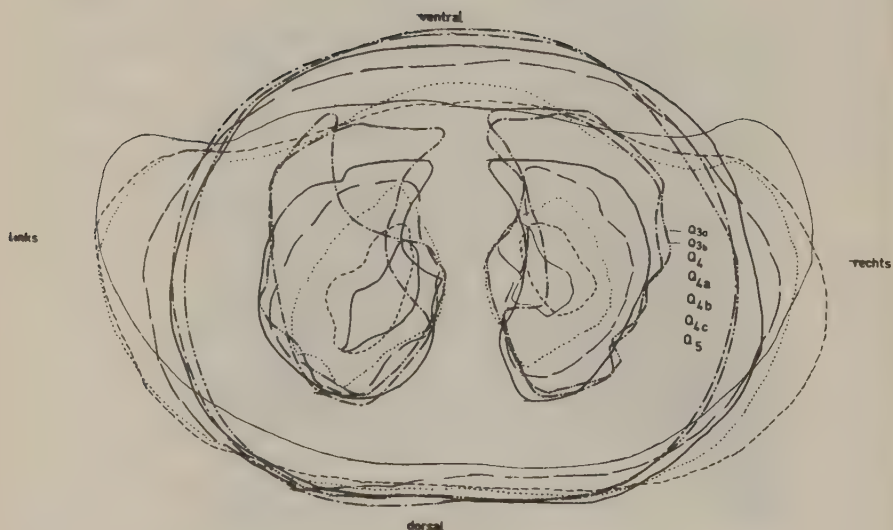


Abb. 16 : Summationsbild der in schräger Ansicht gelegten Horizontalschnitte in Abb. 15. Es wird das nach den Lungenspitzen zu zunehmende Verhältnis von Weichteiltiefendurchmesser zu Lungentiefendurchmesser erkennbar, wie die abnehmende seitliche Ausdehnung der Lungen.

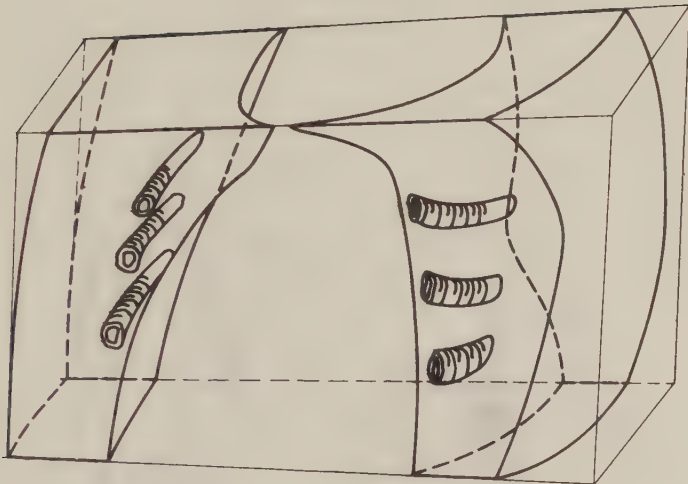


Abb. 17 : Schema zur Darstellung des inhomogenen Untergrundes im Bereich der Dominanten. Die laterale Begrenzung der Dominanten liegt im Vordergrund, die mediale Begrenzung im Hintergrund, die ventrale, filmahe Begrenzung rechts und die dorsale, focusnahe Begrenzung links. Die Dicke der Thoraxwände wechselt deutlich, ebenso der Tiefendurchmesser des Lungenhohlraums.
Maßstab: 1 : 4

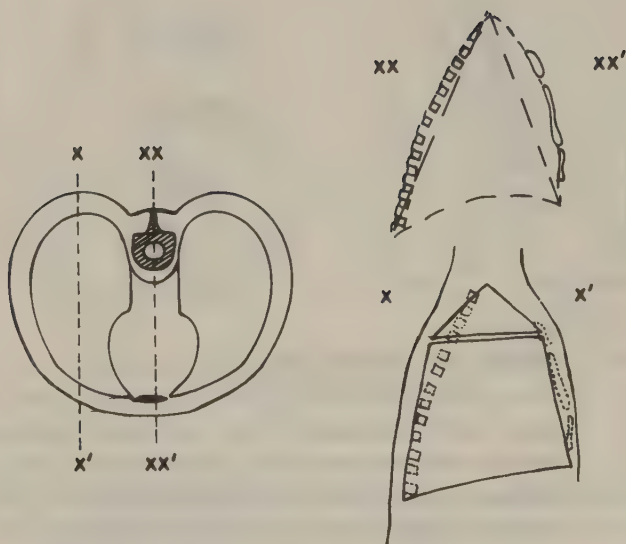


Abb. 18 : Schema zur Erläuterung der Anschauung von der keilförmigen (allenfalls für den Frontalschnitt in der Sagittalebene für eine Teilbetrachtung zutreffend (xx-xx') zylindrischen Konfiguration des Thorax (x-x').

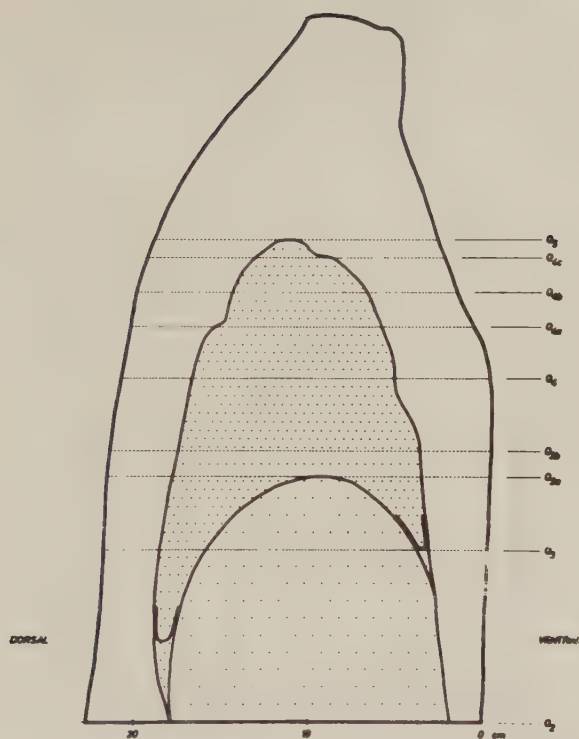


Abb. 19 : Frontalschnitt durch die rechte Seite des Modells. Demonstration der zylindrischen Form des Thorax.
Maßstab 1 : 4.

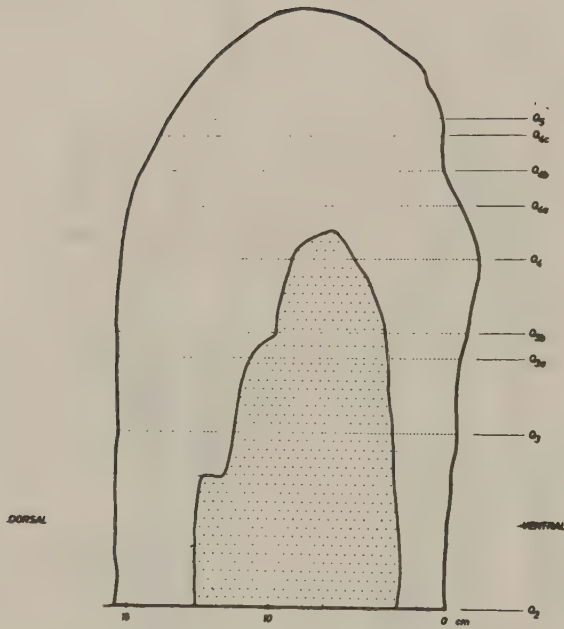


Abb. 20 : Frontalschnitt durch das Modell am lateralen Rand der Dominanten. Deutliche Abnahme des Tiefendurchmessers des Lungenhohlraums.
Maßstab 1:4.

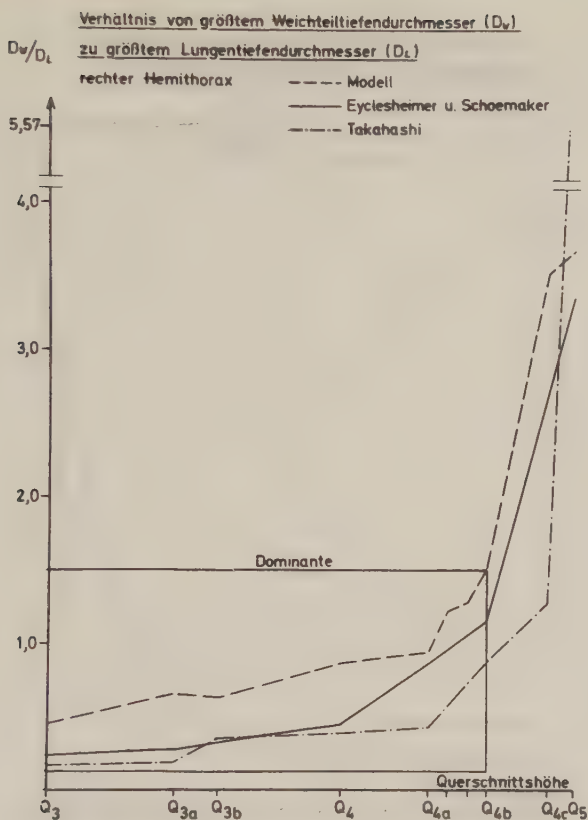


Abb. 21 : Vergleich an Horizontalschnitten vom
Modell, nach EYCLESHYMER und SCHOEMAKER,
wie nach TAKAHASHI.

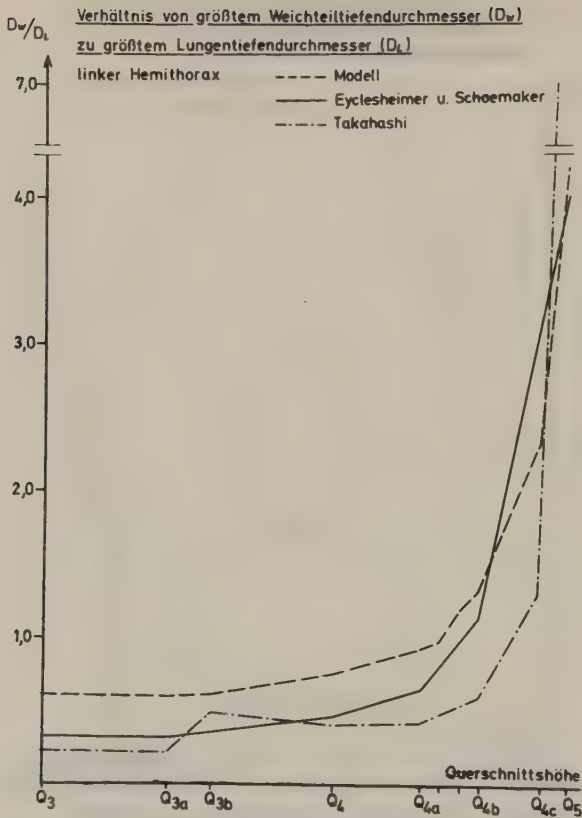


Abb. 22 : Die Verhältnisse wie in Abb. 21, auf der linken Seite, zur Demonstration der guten Übereinstimmung auch anderer Bezirke.

Verhältnis von Weichteiltiefendurchmesser (D_w)
zu Lungentiefendurchmesser (D_L)

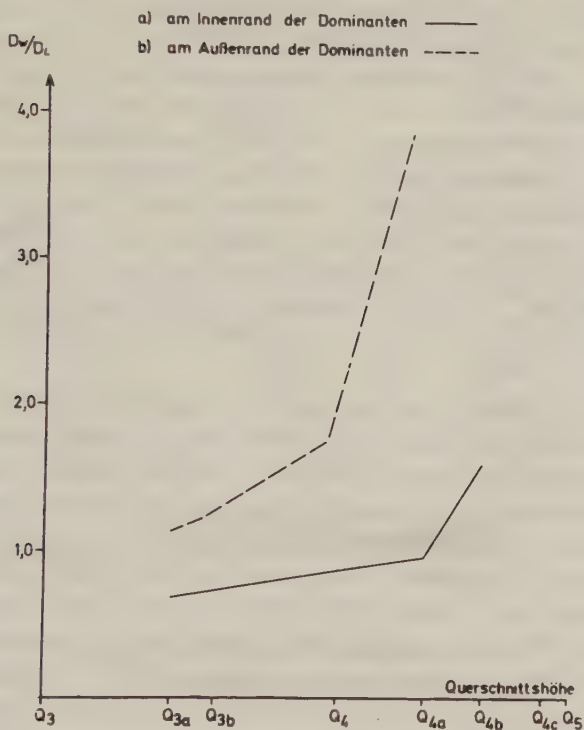


Abb. 23 : Diagramm zur Darstellung des im Bereich der Dominanten noch stark wechselnden Verhältnisses der Tiefendurchmesser (Modell).

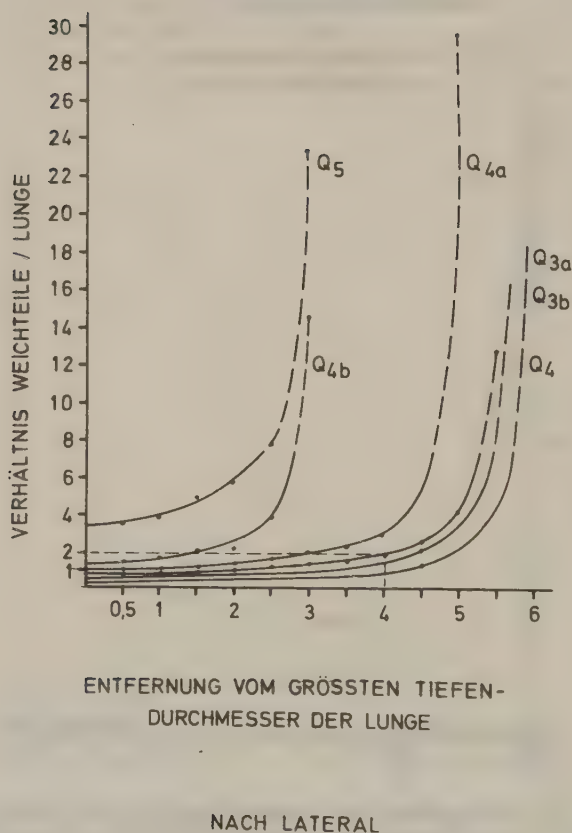


Abb. 24 : Diagramm zur Darstellung des nach lateral zunächst nur gering, dann rasch ansteigenden Verhältnisses der Tiefendurchmesser. Das Verhältnis der Tiefendurchmesser ist ein Maß für die anatomische Inhomogenität des Untergrundes. (Angaben auf der Abszisse in cm).

und der damit verbundenen Beieinträchtigung der Lungen wurde die rechte Seite gewählt. So bot sich auch hier die von STIEVE gewählte Dominante an, was durch später zu beschreibende Messungen (siehe Kapitel 2.25 ff) zu bestätigen war. In der schematischen Darstellung (Abb. 17) des gewählten repräsentativen Bezirkes am Thorax wird deutlich, daß auch hier immer noch das Verhältnis der Tiefendurchmesser nicht konstant ist. Das besprochene Problem der Wahl des repräsentativen Bezirkes sei an einigen Abbildungen erläutert (Abb. 15, 16, 18, 19, 21, 22, 23, 24).

Der gewählte Bezirk, im folgenden mit Dominante bezeichnet, wurde in der Form rechteckig und hochstehend gewählt, entsprechend dem Meßfeld der hier verwendeten Einrichtung der Belichtungsautomatik. Die Kantenlänge betrug an der focusfernen Modellwand in der Breite 5 cm, in der Höhe 15 cm, und erstreckte sich vom Unterrand der rechten Clavicula senkrecht nach caudal. Der Innenrand der Dominante lag 3 cm lateral von der Sagittalebene. Die Dominante wird sowohl basal wie apical von dem markant dargestellten dorsalen Anteil einer Rippe begrenzt. Durch die dorsalen Rippenabschnitte ergab sich auch innerhalb der Dominante eine klar abgrenzbare weitere Untergliederung in sieben Felder bei der Röntgendarstellung. Innerhalb dieser Felder bestand jeweils eine wechselnde Zusammensetzung des Untergrundes, weniger ausgeprägt des Hintergrundes. Die Untergrundanordnungen waren folgendermaßen gegeben:

- Die Thoraxwände waren in ihrer Dicke gleichbleibend;
- die Thoraxwände wechselten in ihrer Dicke, wobei sich der Wechsel in horizontaler Richtung vollzog;
- das Feld wurde einfach durch Rippenanteile überlagert, entweder durch ventrale oder dorsale Anteile;
- das Feld wurde zweifach durch Rippenanteile über-

lagert, durch je einen ventralen und dorsalen Anteil.

Die Ansicht der Röntgendarstellung der Dominante ist in Abb. 36 schematisch wiedergegeben, wie die Zusammensetzung der einzelnen Felder.

**S t o f f l i c h e Z u s a m m e n s e t z u n g
u n d r ä u m l i c h e A n o r d n u n g** des Thoraxkunststoffmodells als inhomogener Untergrund waren damit erfaßt.

2.24.2 D e r i n h o m o g e n e H i n t e r g r u n d

Als inhomogener Hintergrund wurde die Gefäßzeichnung der Lunge gewählt, wobei die Blutgefäße inform der Arterien und Venen präparatorisch röntgenfähig gemacht werden mußten. Infrage kamen frische Haustierlungen, wie sie auf dem Schlachthof anfallen. Im Laufe der Vorversuche stellte sich heraus, daß die Verwendung einer etwa aus dem Pathologischen Institut zu beschaffenden menschlichen Lunge zu große Schwierigkeiten bieten würde. So mußte nach einer Haustierlunge gesucht werden, welche in ihrem Aufbau dem der menschlichen Lunge wenn nicht gleich war, so doch am nächsten kam. Zum Bau der Haustierlungen standen von veterinär-anatomischer Seite die Arbeiten von GUZSAL (117), HARE (118), KEIL (138), SCHWEINHUBER (291), SCHREIBER (284) SEIFERLE (235), TÖNDURY und PICCO (312) zur Verfügung. Danach bilden die Lungensegmente des Schafes bronchoarterielle Einheiten, während die oberflächlichen Venen subpleural verlaufen und die tiefen in den Bindegewebsplatten zwischen Lappen, Segmenten und Subsegmenten liegen.

Hinsichtlich der Ausprägung der einzelnen Lappen in der Abschnürung nimmt die Schafslunge eine Mittelstellung ein, während die Einschnürung der Lappen beim Rind sehr ausgeprägt ist. Die Wiederkäuer, zu welchen das Schaf gehört, wie das Schwein, weisen rechtsseitig einen Spitzenlappen auf, welcher von einem direkt aus der Trachea abgehenden Bronchus versorgt wird.

Aufgrund der den Verhältnissen beim Menschen am nächsten kommenden anatomischen Verhältnisse beim Schaf wurde die Schafslunge für die Präparation herangezogen. Zwar wurde am Thoraxmodell rechtsseitig untersucht, für die Präparation wurde jedoch die linke Lunge gewählt. Dort liegen die Verhältnisse so, wie sie der menschlichen Lunge am nächsten kommen. Rechtsseitig findet sich beim Schaf hier, wie erwähnt, eine spezielle Anordnung des rechten Spitzenlappens.

Die röntgenfähige Darstellung der Gefäße wurde mit der Technik der Plastoid-Injektion nach SCHUMMER (288, 289, 290) vorgenommen. Die Technik wird im einzelnen im technischen Anhang beschrieben. MEINERTZ (168) beschreibt die Technik der Injektion bei Insufflation von Luft.

Die erreichbare Röntgendarstellung ist in Abb. 25 demonstriert. Aus diesem Lungenpräparat wurde diejenige Region ausgewählt, welche in den Bereich der Dominanten fällt. Dies wurde notwendig, da die aufgeblähte präparierte Lunge einen wesentlich größeren Raum einnahm, als er im Modell zur Verfügung stand.

Nach Abb.25 zeigt sich eine Konfiguration wie sie dem rechten Lungenhilus beim Menschen entspricht, zusätzlich war eine kugelige Plastikmasse eingegeben worden, welche einem vergrößerten Lymphknoten im Hilusgebiet entsprach.

Die Dichte des Lungenpräparates ist naturgemäß stark wechselnd, da das Präparat sehr inhomogen ist und Hohlstellen und Verdichtungen im Inneren dicht nebeneinander aufweist. Demnach war die exakte Angabe einer mittleren Dichte nur bedingt möglich. Mit einer von REISS (pers. Mitteilung, 188,206) entwickelten Rückstreuungsmethode wurde bei Feld 5 eine Dichte von 0,24 ermittelt. Außerdem ergaben sich Werte von 0,07 bis 0,58. Hieraus einen Mittelwert zu bilden, wurde nicht für sinnvoll erachtet. Späteren Berechnungen wurde der Wert von 0,24 zugrunde gelegt.

Aufbau und Dichteverhältnisse des inhomogenen Hintergrundes waren damit bestimmt und dargestellt.



Abb. 25 : Gesamtansicht des Lungenpräparates mit polymerisiertem Plastoid in Arterien und Venen. Das Präparat ist so angeordnet, wie es anschließend in das Modell eingebracht wurde (rechter Hilus).



Abb. 26 : Markierung der Dominanten im Röntgenbild.
Von rechts her ragt die Ionisationsklein-
kammer ins Bild.

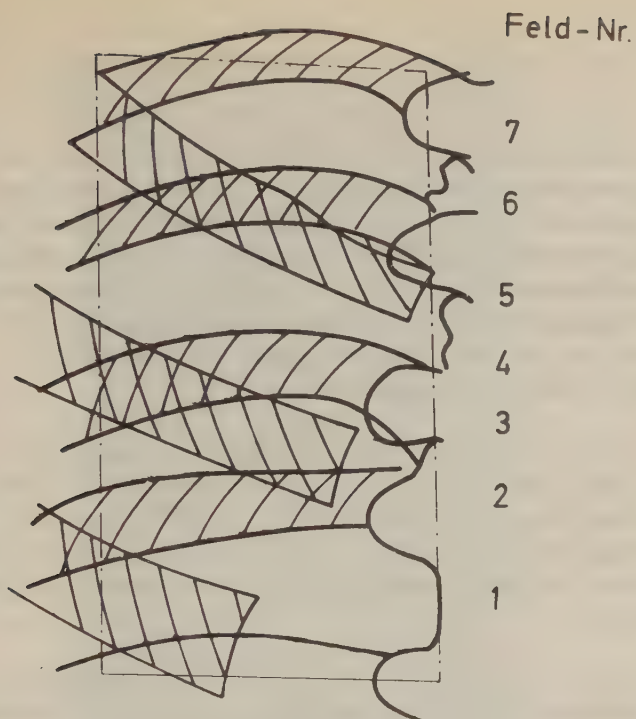


Abb. 27 : Schema der Dominanten nach Abb. 26.

Darstellung der einzelnen Felder, wie sie teilweise oder ganz von Rippen überlagert sind. Bei der Auswertung wurden Feld 1, 5 und 6 berücksichtigt.

2.24.3 Gefragte Details und Anordnungen für die Versuchsaufnahmen

Die Kunststoffkugeln konnten als Vertreter von miliaren Knötchen (10,12,13), mit der Dichte 1,05 in den Größen 0,7 - 4,0 mm im Durchmesser, aus dem thermoplastischen Kunststoff Polystyrol erstellt werden. Die einführende Betrachtung und eingehende Schilderung der Fertigung wird im Technischen Anhang unter B. ff gegeben. Das Ergebnis der Röntgendarstellung bei $\bar{S} = 0,8$ ist in Abb. 28 festgehalten.

Die Drähte inform von Perlondrähten als Vertreter einer verstärkten und vermehrten Gefäßzeichnung wurden auf Plexiglasrahmen (s. Abb. T 25) in der beschriebenen Anordnung von 0,6 - 4,0 mm Durchmesser gespannt und bei den Versuchsaufnahmen focusnahe am Modell angebracht.

Knottige Verdichtungen, wie sie als Hiluslymphknotenvergrößerungen auftreten, wurden während der Präparation in den inhomogenen Hintergrund des Lungenpräparates eingebracht.

Weitere Anordnungen: Die im Technischen Anhang unter B. 3 beschriebenen weiteren Anordnungen zur Untersuchung vor homogenem Untergrund und inhomogenem Hintergrund sind in ihrer Röntgendarstellung in Abb. 28, 29, 30, 31, 32, 33, 34, 35, 36, 37 erfaßt. Sie dienten zur getrennten Untersuchung der Teileinflüsse des inhomogenen Untergrundes und des inhomogenen Hintergrundes, sobald z.B. die Kunststoffkugeln bis 4 mm $\varnothing$ bei Gesamtdarstellung des Modells nicht mehr erkennbar waren. Nur so konnte erreicht werden, die Einflüsse zu differenzieren.



Abb. 28 : Röntgendarstellung der Polystyrol-Kugeln vor homogenem Hintergrund, rechts am Bildrand die Kugeln mit 4 mm $\varnothing$, abnehmende Größe nach links. $\bar{S} = 0,8$. Die große, rundliche, hellere Fläche entspricht dem Meßfeld der Ionisationskammer.

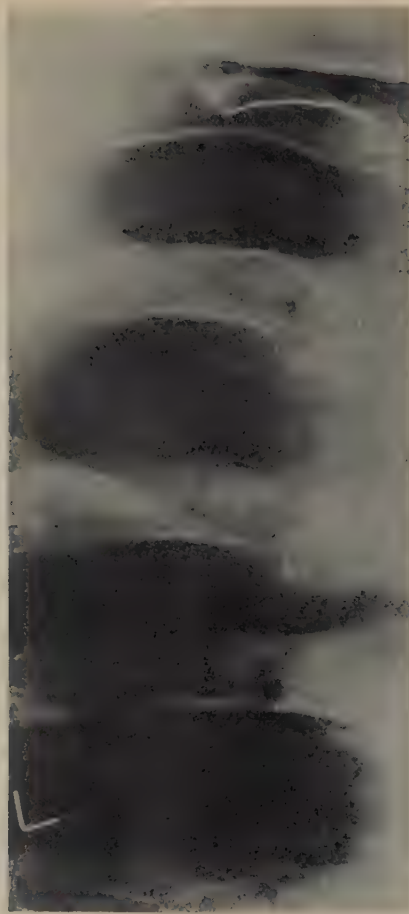


Abb. 29 : Röntgendarstellung der Polystyrolkugeln wie in Abb. 28, bei inhomogenem Untergrund. Die Ecken der Dominanten sind markiert.



Abb. 30 : Röntgendarstellung der Perlon-Drähte
bei homogenem Untergrund.
 $\bar{S} = 0,8$.



Abb. 31 : Röntgendarstellung der Perlon - Drähte bei inhomogenem Untergrund.



Abb. 32 : Modell mit Lungenpräparat und Perlon-Drähten =
Röntgendarstellung der Perlon-Drähte bei in-
homogenem Untergrund und inhomogenem Hinter-
grund.



Abb. 33 : Modell mit Lungenpräparat und Polystyrolkugeln
0,7 - 4,0 mm $\varnothing$ = Röntgendarstellung bei in-
homogenem Untergrund und inhomogenem Hintergrund.
Die Kugeln sind wie in Abb. 29 enthalten, jedoch
nicht erkennbar.



Abb. 34 : Röntgendarstellung der Plexiglas-
kugeln von 2 - 24 mm $\varnothing$ bei homogenem
Unter/Hintergrund.

$$\bar{S} = 0,8.$$



Abb. 35 : Röntgendarstellung der Kugeln wie in Abb. 34
bei homogenem Untergrund (Plexiglasplatten)
und inhomogenem Hintergrund (Lungenpräparat).



Abb. 36 : Röntgendarstellung der Polystyrol-Kugeln bei homogenem Untergrund (Plexiglasplatten) und inhomogenem Hintergrund (Lungenpräparat). Die Größe nimmt von lateral (links) nach medial (rechts) ab. Die Kugeln sind unterhalb der horizontalen Mittellinie am linken Bildrand bis zu einer Größe von 2 mm $\varnothing$ erkennbar (wie im Original).



Abb. 37 : Röntgendarstellung der Polystyrol-Kugeln bei homogenem Untergrund (Plexiglasplatten) und inhomogenem Hintergrund (Lungenpräparat). Die Größe nimmt von medial (rechts) unten nach lateral (links) oben ab, das Bild ist gegenüber Abb. 36, bei sonst gleicher Anordnung um ca. 30° gedreht und die mediale untere Hälfte ist ausgeblendet. Die Kugeln sind unterhalb der horizontalen Mittellinie bis zu einer Größe von 2mm $\varnothing$ eben noch erkennbar, jedoch nur bei Kenntnis der Anordnung.

2.24.4 Zusammenfassung

Nach Diskussion der Begriffe Phantom und Modell, sowie nach Klarstellung der Begriffe inhomogener Untergrund und inhomogener Hintergrund im Zusammenhang mit der Darstellbarkeit und Erkennbarkeit von Details wird der inhomogene Untergrund des Kunststoffthoraxmodells beschrieben. Die in sich wechselnde, von Individuum zu Individuum jedoch weniger stark schwankende Zusammensetzung des Untergrundes, auch hinsichtlich der Dichte und des Massenabsorptionskoeffizienten, konnte ermittelt werden (Tab. II). Es ergab sich dabei die Notwendigkeit, innerhalb der stark schwankenden Untergrundanordnung einen Bezirk herauszusuchen, innerhalb dessen die Schwankungen die geringste Breite aufweisen und die einzelnen Partien im festen Verhältnis zueinander stehen. Als solch ein Bezirk wurde die Partie infraclaviculär rechts ermittelt, welche mit der von STIEVE angegebenen Dominanten für den Gebrauch der Belichtungsautomatik übereinstimmt. Zum Beleg hierfür sind metrische Ausmessungen am Modell in graphischen Darstellungen ausgearbeitet. Ähnliche Verhältnisse ergaben sich bei der Messung der Intensität und der Halbwertschichtdicke bei den noch zu beschreibenden Messungen in der Strahlenbildebene. Die Dominante wurde in weitere sieben Felder unterteilt, für welche ein genauer Aufbau angegeben wird (Abb. 26, 27).

Diese Ergebnisse bilden die Basis für die weiteren Untersuchungen und Berechnungen, ergänzt durch die Bestimmung der Dichte und der Massenabsorptionskoeffizienten der aus mehreren Elementen zusammengesetzten Substanzen (Tab. II).

Tabelle II

Dichte und Massenabsorptionskoeffizienten ($\frac{M}{g}$) in den Einheiten $\frac{cm^2}{g}$ der aus mehreren Elementen zusammengesetzten Substanzen (s):

Material	Dichte	Massenabsorptionskoeffizient ($\frac{M}{g}$), berechnet für die effektive Energie (kev); s=betr. Substanz									
		37,5	38,9	40,0	41,0	46,5	48,5	50,2	52,5		
Bioplastik	1,20										
Plexiglas	1,18	0,2585	0,2447	0,2438	0,2387	0,2185	0,2110	0,2083	0,2046		
Plastoid	1,18										
Perlon	1,14	0,2431	0,2261	0,2275	0,2228	0,2041	0,1933	0,1283	0,1912		
Polystyrol	1,05	0,2340	0,2272	0,2234	0,2200	0,2030	0,1995	0,1975	0,1947		
Lungen- präeparat,	0,157-0,580										

0,294 3 cm unter der Oberfläche gemittelt über ein Volumen von 1 cm^3

0,240 Für die Berechnungen gewählter Wert (nach den anatomischen Verhältnissen ausgewählt)

Mittels der Präparation von Schafslungen und Injektion von P l a s t o i d in die Arterien und Venen der Lunge, bei L u f t e i n b l a s u n g in das Bronchialsystem und bei T r o c k n u n g im auf 60° C eingestellten Trockenschrank, gelang es, eine der Wirklichkeit sehr nahe kommende Hintergrundanordnung inform einer typischen Lungengefäßzeichnung zu erhalten. Es war möglich, homogene Kugeln aus einem thermoplastischen Kunststoff (P o l y s t y r o l) der Dichte 1,05 in einer aufsteigenden Größenreihe von 0,7 - 4,0 mm im Durchmesser zu fertigen; ergänzt durch Plexiglaskugeln bis zu einem Durchmesser von 24 mm. Als weitere Details in streifiger Form wurden Perlon-Drähte mit der Dichte 1,14 gewählt und ergänzende weitere Anordnungen untersucht.

2.25 D a s S t r a h l e n b i l d

Besteht das Primärstrahlenbündel aus einer Strahlung, welche einen Film homogen zu schwärzen vermag, so wird dort, wo die Strahlen aus dem biologischen Objekt austreten, ein Film i n h o m o g e n geschwärzt. Es resultiert eine Hell- Dunkelverteilung im Film, welche durch eine "Inhomogenität" im Strahlenbündel im Querschnitt dicht hinter dem Objekt bedingt ist. Wäre es möglich, mit dem menschlichen Auge diese Inhomogenität wahrzunehmen, wäre eine Filmaufzeichnung und damit die Unterscheidung in S t r a h l e n b i l d und R ö n t g e n b i l d nicht unbedingt, höchstens der Dokumentation wegen, erforderlich. Bezeichnet man die Hell- Dunkelverteilung im Film als fertiges oder eigentliches R ö n t g e n b i l d , so muß die Inhomogenität in der Strahlung im Querschnitt dicht hinter dem Objekt als Strahlenbild, und damit als eigentliches Resultat der Röntgendarstellung, getrennt besprochen werden. Diejenige Querschnittsebene in dem aus dem Objekt aus-

tretenden Strahlenbündel, welche dem Objekt direkt anliegend zu denken ist, ist als S t r a h l e n - b i l d e b e n e bezeichnet worden.

In den Teilgliedern der Röntgendarstellungskette vom Apparat über die Röhre und über das Primärstrahlenbündel bis zum Objekt läuft die E n t s t e h u n g des S t r a h l e n b i l d e s ab. In den folgenden Teilgliedern der Kette wird die Sichtbarmachung oder W i e d e r g a b e des S t r a h l e n b i l d e s als R ö n t g e n b i l d vollzogen. Im Strahlenbild ist das m ö g l i c h e M a ß der Röntgendarstellung erreicht. Auf dem Wege der Wiedergabe kann nichts dazu gewonnen werden, es kann höchstens ein Verlust eintreten. Der Vorgang der Wiedergabe wird in den folgenden Kapiteln wieder aufgegriffen und fortgeführt.

Die Werte, an welchen sich das mögliche Maß der Röntgendarstellung bestimmen läßt, sind der K o n t r a s t (21, 23, 32, 40, 155, 225, 234, 242, 244, 248, 343, 344), besser der S t r a h l e n k o n t r a s t , und die S c h ä r f e (15, 40, 217, 243, 267), besser U n - s c h ä r f e , d.h. der steile oder flache Übergang von einem Intensitätsniveau auf das andere. Die Bestimmung des Kontrastes im Strahlenbild könnte einmal direkt erfolgen. Dies ist bei Grobdetails, welche zur Messung eine ausreichend große und damit ausreichend empfindliche Ionisationskammer zulassen, möglich. Hierbei kann die Bestimmung der Unschärfe meist vernachlässigt werden. Anders steht es mit den Feindetails. Zur Bestimmung des Kontrastes und der Unschärfe von Feindetails im Strahlenbild steht heutigen Tages keine praktisch verwendbare Meßmethode zur Verfügung. Etwa in der Größe entsprechende Ionisationskammern wären zu unempfindlich. Die Gegenläufigkeit von Größe und Empfindlichkeit der Kammern für die Ionisationsmessung macht es entweder erforderlich, Meßmethoden zu verwenden, welche auf einem anderen Prinzip beruhen, oder es bleibt

nur der Weg, wie hier, über Teilmessungen den erreichbaren Strahlenkontrast zu berechnen. Für den homogenen Unter/Hintergrund wurden solche Berechnungen von REISS (207) für schwache Kontraste durchgeführt. Dabei fanden Materialien Verwendung, welche in ihrer niederatomigen Zusammensetzung und Dichte dem hier verwendeten Objekt entsprachen. Um überprüfen zu können, ob die hier gewählten Verhältnisse des inhomogenen Untergrundes und inhomogenen Hintergrundes denjenigen bei homogenem Untergrund entsprachen, waren folgende Messungen erforderlich:

- 1a) Zunächst war das Verhältnis von Primär- zu Streustrahlung in der Gesamtstrahlung zu bestimmen. Dieses bildet zusammen mit der S e l e k t i v i t ä t des Rasters bei gegebener Qualität der Strahlung (charakterisiert durch Scheitelspannung und HWD) die Voraussetzung für die Berechnung des hinter dem Raster erreichbaren Strahlenkontrastes, welcher mit vom Betrag der eliminierten, bzw. noch erhaltenen Streustrahlung abhängt.
- b) Zudem war zu prüfen, ob das Verhältnis von Primär- zu Streustrahlung in der Gesamtstrahlung an jedem Meßort der Dominante gleich war oder gewisse Abweichungen aufwies und damit einen deutlichen Einfluß des inhomogenen Untergrundes erkennen ließ.
- 2) Ebenso wie die Intensität war die Qualität der Strahlung in der Strahlenbildebene zu bestimmen:
 - a) Wieder, um die Übereinstimmung mit den Berechnungen bei homogenem Untergrund zu prüfen und
 - b) um auch hierbei mögliche Abweichungen von Meßpunkt zu Meßpunkt zu erkennen.

Waren die Verhältnisse nach 1a und b (Intensität) und 2a und b (Qualität) erfaßt und ergaben sich Abweichungen an

den einzelnen Meßpunkten der Dominante, war für die Berechnung des erreichbaren Strahlenkontrastes bei dem hier gegebenem Untergrund, schließlich auch dem Hintergrund, noch folgendes zu beachten:

- 3) Anhand der Werte von Primär- und Streustrahlung, aus welchen sich die Gesamtstrahlung in der Strahlenbildebene zusammensetzt, sowie nach Berücksichtigung des Grades der Eliminierung der Streustrahlung durch einen Raster läßt sich der erreichbare Strahlenkontrast in der Filmebene nach Berücksichtigung der Schwächung durch Kassettenboden und Vorderfolie unter bestimmten weiteren Voraussetzungen berechnen:

Theoretisch kann der Strahlenkontrast für monochromatische Strahlung z.B. anhand von Tabellen nach VICTOREEN (319) bei Kenntnis der atomaren Zusammensetzung der im Modell verwendeten Substanzen (REISS, 207) berechnet werden. Für die Berechnung bei polychromatischer Strahlung ist es notwendig, die spektrale Zusammensetzung des Primärstrahlenbündels zu kennen, in Teiloperationen die Schwächung jedes einzelnen Spektralanteils zu berechnen und daraus die Schwächung durch den spezifischen Absorber pro Dickenstufe zu ermitteln. Letzteres erfordert umfangreiche Rechenoperationen, welche rationell nur mit einem Computer zu lösen sind. Sie sind prinzipiell möglich geworden (REISS, pers. Mitteilung, MIKA und REISS, 170, 172) nachdem es mittels der Halbleiterspektrometrie (DREXLER und PERZL, 66, 67, WACHSMANN und DREXLER, 321) gelang, die in der Röntgendiagnostik verwendeten Spektren mit hoher Genauigkeit aufzuzeichnen. Für Berechnungen in der klinischen Radiologie, wie hier, wurde ein praktisch besser zu realisierender Weg gewählt, welcher allerdings nicht mehr zu diesem Grad der Genauigkeit führt. Es wurde nach einer Größe ge-

sucht, auf welche die Absorptionskoeffizienten für die monochromatische Strahlung Anwendung finden konnten. Dies war dann möglich, wenn sich die Strahlung an irgendeinem Ort unter konstanten Bedingungen ihrer Entstehung wie eine monochromatische Strahlung verhält, wobei ihr Verhalten auch wieder nur in einem ganz bestimmten Medium dem der monochromatischen Strahlung gleich sein kann. Als solch eine Größe wurde die *e f f e k t i - v e E n e r g i e* gewählt. Es wird darunter diejenige Energie des Spektrums verstanden, welche eine monochromatische Strahlung haben müßte, um sich beim weiteren Durchgang durch ein bestimmtes Material ebenso zu verhalten wie die zusammengesetzte Strahlung. Somit wäre die effektive Energie als ein Mittelwert anzusehen, welcher aus den unterschiedlichen Intensitäten der einzelnen spektralen Anteile resultiert. Es erschien sinnvoll bei den verschiedensten Formen der Mittelwertbildung jene zu wählen, welche sich auf das weitere Verhalten der Strahlung, bzw. auf die Bewertung der Strahlung durch ein bestimmtes Material in Richtung zunehmender Tiefe bezieht. So verhalten sich bei der Bewertung des Spektrums unter den eben genannten Voraussetzungen die Film-Folien-Kombination (Calcium-Wolframat-Folie) und Aluminium so, daß sie gleichgesetzt werden können. Deshalb legte REISS für seine Berechnung der effektiven Energie als Material Aluminium zugrunde.

Unter diesen Bedingungen ist eine weitere Annahme zulässig, nach welcher eine Änderung der effektiven Energie im Gebiet niederatomiger Substanzen nur durch Schichtdicken hervorgerufen würde, welche bei unserem biologischen Objekt nicht gegeben sind. Weiterhin wird davon ausgegangen, daß der hinter dem Objekt bzw. hinter dem Streustrahlenraster ermittelten effektiven Energie des Primärstrahlenbündels schon in der Mitte des

Objektes eine ähnliche effektive Energie entspricht; sich also die effektive Energie in Richtung erhöhter Gewebstiefe nur gering ändert.

Unter diesen Annahmen war es möglich, mit den Werten der effektiven Energie und der Absorptionskoeffizienten den Strahlenkontrast im Primärstrahlenbündel zu berechnen.

Die Wahl des Ortes hinter dem Objekt in der Strahlenbildebene und hinter dem Raster in der Filmebene zur Bestimmung der effektiven Energie geht auf den Gedanken von SPIEGLER (240) zurück, daß in der Röntgendiagnostik weniger die spektrale Zusammensetzung im Primärstrahlenbündel, als vielmehr diejenige hinter dem Objekt nach relativ starker Filterung von Interesse sei. Dem wäre hinzuzufügen, daß ein in seiner spektralen Zusammensetzung konstant aufgestrahltes Primärstrahlenbündel (i s o h e t e r o - g e n e S t r a h l u n g) der Berechnung leichter zugänglich ist, als ein in seiner Zusammensetzung über die Zeitachse wechselndes Spektrum; sei auch dieser Wechsel unter Umständen gering.

Die Berechnungen mit der effektiven Energie sind weiterhin nur dann möglich, wenn Scheitelspannung und Strom im Stromkreis der Röhre bekannt und konstant sind, und wenn keine Änderung im Anodenmaterial oder der Filterung auftritt. Das heißt, nur wenn die Bedingungen unverändert eingehalten werden, unter welchen die effektive Energie ermittelt wurde, ist es berechtigt, mit ihr Berechnungen durchzuführen.

2.25.1 M e s s u n g e n i n d e r S t r a h l e n - b i l d e b e n e

Die I o n i s a t i o n s m e s s u n g e n m i t
dem E.I.L.-Dosimeter (siehe Technischer Anhang)
wurden wie folgt durchgeführt:

- a) I n t e n s i t ä t s m e s s u n g e n :
Zunächst wurde der I n t e n s i t ä t s -
a b f a l l , bzw. die Schwächung der Strahlung
beim Durchgang durch das Modell bestimmt.
Die Oberflächendosis (=Einfalldosis + Streu-
zusatz aus dem Modell) an der focusnahen
Seite wurde gleich 100 % gesetzt; die Werte
der Meßpunkte an der focusnahen Seite, welche
in gleicher Höhe und seitlich bis zu 10 cm
von der Mittellinie entfernt lagen, wurden
in ein 100 %-Niveau zusammengefaßt (Abb. 44).
- b) Bestimmung des I n t e n s i t ä t s -
r e l i e f s in der Strahlenbildebene,
in der Höhe 15 cm von der Bodenfläche des
Modells aus gemessen. Die Kammer war ent-
sprechend einer Horizontalebene ca. 10 cm
oberhalb der Zwerchfellkuppen (Abb. 38)
in der Höhe der größten Tiefenausdehnung
der rechten Lunge angeordnet. Diese Messungen
dienten gleichzeitig zur Ermittlung eines
Bezirktes mit der geringsten Schwankungs-
breite der Werte und führte dazu, die von
STIEVE angegebene Dominante für die Be-
lichtungsautomatik als repräsentativen
Bezirk für die weiteren Untersuchungen
zu wählen (Abb. 38).

- c) Bestimmung des I n t e n s i t ä t s -
r e l i e f s in der Strahlenbildebene
in der Dominanten (Abb. 38, linker Bild-
abschnitt).
- d) Bestimmung der H a l b w e r t d i c k e
an denselben Meßpunkten wie unter b). Die
Halbwertdicke wurde für die Primärstrahlung,
für die Streustrahlung und für die Gesamt-
strahlung, jeweils getrennt, bestimmt. Bei
der Messung der Halbwertdicke der Streu-
strahlung war die Kammer durch eine Blei-
platte an der focusnahen Seite des Modells
so abgedeckt, daß sie nicht von der Primär-
strahlung getroffen werden konnte. Das abge-
deckte Feld überschritt die Ausdehnung der
Kammer nicht wesentlich. Zudem sind die von
STIEVE, WIDENMANN und SCHAAAL (296) geforder-
ten Korrekturen vorgenommen worden (Abb. 39).

Beschreibung der I n t e n s i t ä t s m e s s u n g e n
im einzelnen:

Wegen der geringen Empfindlichkeit der 8 cm^3 -
Fingerhutkammer des E.I.L.-Dosimeters wurde bei
wesentlich höher eingestrahlter Dosis gemessen,
als sie für eine Thoraxaufnahme anzusetzen ist.
Nur so waren in der Strahlenbildebene noch exakt
meßbare Werte zu bekommen. Liegen die Werte zu niedrig,
kann nicht mehr mit einem Stillstand des Zeigers am
Anzeigeelement gerechnet werden. Gemessen wurde noch
bei einem Stillstand des Zeigers am Anzeigeelement
im Endausschlag bis ca. 5 sec. Messungen, bei welchen
der Stillstand unter 3 sec. lag, wurden verworfen. Das
angegebene Maß schien im Hinblick auf die Belastung
der Röhre noch vertretbar, welche schon für diese
Verhältnisse sehr hoch lag und teilweise bis zur
Grenze gewählt werden mußte.



Abb. 38 : Markierung der Lage der Meßkammer zur Bestimmung des Intensitätsabfalls, des Intensitätsreliefs in 15 cm Höhe und im Bereich der Dominanten.

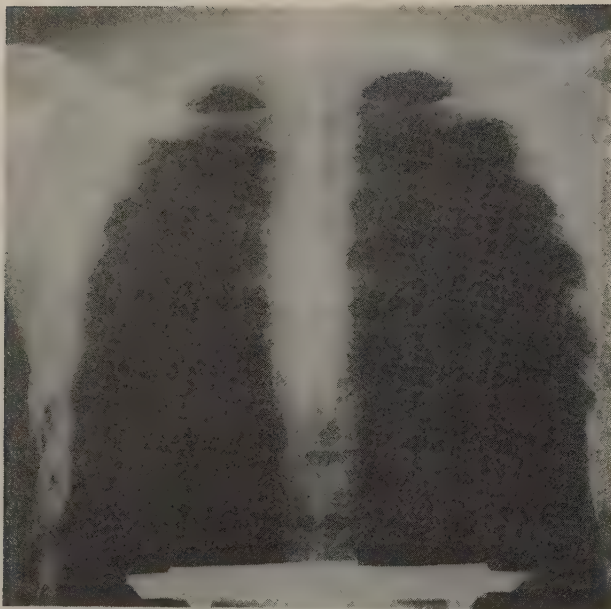


Abb. 39 : Demonstration der Abdeckung der Ionisationskammer zur Bestimmung von Intensität und HWD der Streustrahlung. Die Kammer ist von der Bleiplatte (senkrecht in Bildmitte angeordnet) eben verdeckt.

Die Messung mit der Fingerhut-Kleinkammer ermöglichte es, Bezirke von 1,5 x 4-5 cm am Modell auszumessen, bzw. über diese zu mitteln. Dabei wurden diese Bezirke teilweise von Rippen überlagert (Abb. 38). Gemessen wurde bei senkrechter Anordnung der Kammer, solange die Thoraxwand am Modell senkrecht verlief. Dort, wo eine Neigung der Thoraxwand mit gewellter Oberfläche vorlag, wurde die Kammer mittels Schräglage so eingepaßt, daß sie jeweils der Modellwand in der ganzen Ausdehnung ihres Meßvolumens soweit wie möglich angenähert war (Abb. 38, rechts oben). Ein gewisser Abstand mußte eingehalten werden, da die Messungen zur Bestimmung der Schwächung gleichzeitig als Ausgangswerte für die Halbwertdickenbestimmung verwendbar sein sollten. Für die Halbwertdickenbestimmung jedoch war ein gewisser Abstand der Kammer von der Modellwand unumgänglich, da die für den zweiten Meßgang erforderlichen Kupferfilter als Hülsen über die Meßkammer geschoben wurden (Abb. 43).

Bei der Messung der Intensität im Bereich der Felder der Dominante wurde die Kammer quer angeordnet (Abb. 40, 41, 42).

Bei jeder Einzelmessung wurde die Anzeige des Dosimeters wie die Anzeige der im Strahlengang vor der Tiefenblende angebrachten PYCHLAU-Ionisationsdoppelkammeranlage, für jede Kammer getrennt und im Sinne einer Monitoranzeige, registriert. Die Hochspannungskurve im Sekundärstromkreis wurde oszillographisch überprüft, so daß erforderlichenfalls die Einstellung am Apparat korrigiert werden konnte. Die Messungen wurden bei drei Strahlenqualitäten: 60 kV (oszillogr.), 120 kV

(oszillogr.), 150 kV (oszillogr.) vorgenommen. Wie aus Abb. 44 hervorgeht, sind focusfern dort keine Meßpunkte angelegt worden, wo die Möglichkeit des Auftreffens von Direktstrahlung auf die Kammer, am Modell vorbei, bestand.

Beschreibung der Halbwertdicken- messungen:

Die Durchführung der Messungen geschah im Prinzip wie die Intensitätsmessungen. Nicht unproblematisch ist aus mehreren Gründen die Anwendungsart der Kupferfilter als Hülsen, welche über die Meßkammer geschoben wurden. Hier besteht eine gegenläufige Beziehung. Einerseits sollte nach KÜSTNER (129) der Abstand eines Filters von der Meßkammer umso größer sein, je geringer der Focus-Filterabstand ist, da mit dem Auftreten von Sekundärelektronen zu rechnen ist. Die mittlere Reichweite der Sekundärelektronen von Photonen beträgt bei einer Energie der Primärquanten von 120 keV 5mm (Technische Beilage zum "Siemens-Taschen-Kalender 1970"; sowie Lit.Verz. 64). Andererseits war das Modell als Focus für die Streustrahlung anzusehen, welche so weit wie möglich erfaßt werden sollte. So mußte mit einem Streustrahleneinfall von den Seiten her in sehr flachem, 90° angenähertem Winkel gerechnet werden. Dies war zu berücksichtigen, da diese Strahlung noch bildwirksam sein kann. So wurde auf den nach KÜSTNER optimalen Filter-Kammer-Abstand verzichtet. Die Kupferfolien wurden als Hülsen aus Kupferblech mit der Dicke 1,0 - 0,5 - 0,1 mm Dicke auf die Kammer aufgeschoben. Gegen den Kammerstiel hin überragte die Filterhülse das Meßvolumen in ausreichendem Maße (ca. 2 cm). Es war notwendig, aus den vorgenannten Gründen die Messungen rechnerisch zu korrigieren, und dies war möglich, da nach Abb. 43 c) bei der Messung der Primärstrahlung und deren Halbwertdicke ein

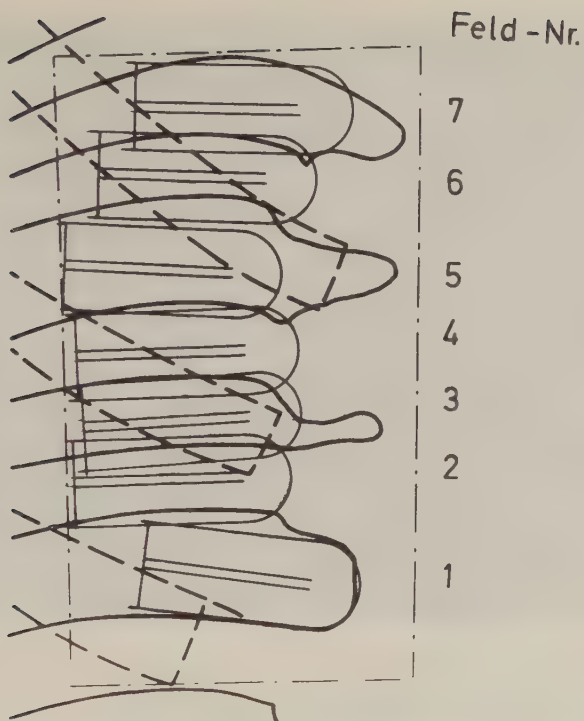


Abb. 40 : Skizze zur Lage der Ionisationskammer bei der
Messung von Intensität und HWD in der Dominanten.



Abb. 41 : Beispiel einer Aufnahme zur Kontrolle
der Lage der Meßkammer bei Feld 2 der
Dominanten.

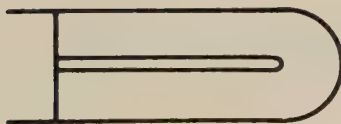


Abb. 42 : Schema der Ionisationskammer in Abb. 41

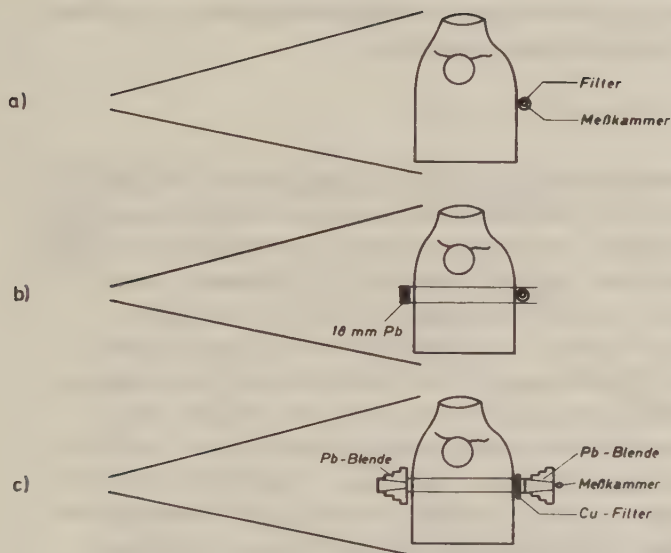


Abb. 43 : Lageskizze zur Anordnung von Ionisationskammer und Filtern am Modell bei Messung
a) der Gesamtstrahlung
b) der Streustrahlung
(als Pb-Blenden für die Einblendung des Primärstrahlenbündels kamen Blei-Tubusse vom 18 MeV-Betatron zur Verwendung).

Abstand der Filterplatte von der Meßkammer von 10 cm eingehalten wurde.

Für jede Bestimmung eines Halbwertdickenwertes wurde ein Wert deutlich unter, ein Wert deutlich über dem zu errechnenden Halbwertdickenwert, letzterer durch Interpolation, ermittelt.

2.25.2 E r g e b n i s s e

Die Meßergebnisse sind in Abb. 44, 45 und 46 festgehalten. Abb. 44 zeigt am Beispiel des Querschnitts in 20 cm Höhe, von der Grundfläche des Modells aus gemessen, den Intensitätsabfall in Prozenten der Intensität an der focusnahen Seite des Modells.

In Abb. 45 bzw. 46 sind die Werte für die Intensität bzw. die HWD gegen die Felder in der Dominanten aufgetragen. Es ergibt sich, daß bei Feld 4 und 6 die Intensität am deutlichsten abfällt, was der Überlagerung durch Rippen entspricht. Annähernd parallel dazu findet sich in diesen Feldern eine Erhöhung der HWD. Dies gilt zumindest für die Primärstrahlung. Durch das Hinzutreten der Streustrahlung werden die Verhältnisse in der Gesamtstrahlung etwas abgeändert.

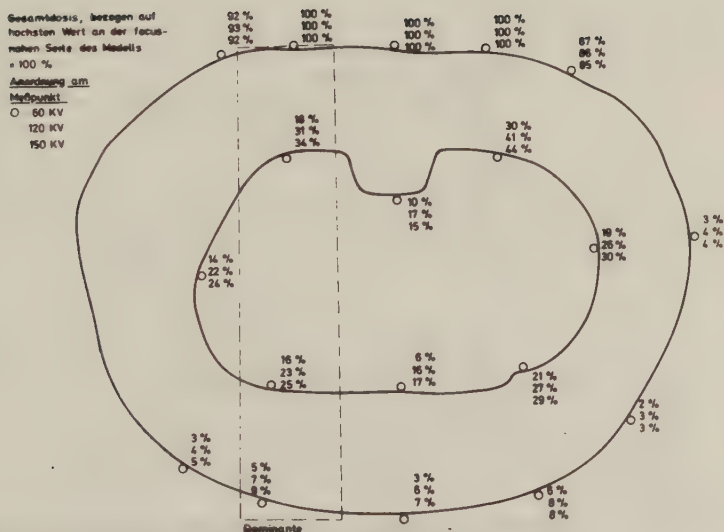


Abb. 44 : Querschnitt des Modells in 20 cm Höhe von der Grundfläche. Die Zahlenangaben beziehen sich auf die Dosis, welche mit der Ionisationskammer an den eingezeichneten Punkten gemessen wurde. Angaben in % der Gesamtdosis, d. h. entsprechend dem höchsten Wert an der focus-nahen Seite des Modells. Die Ziffern sind untereinander in der Reihenfolge der Messung bei 60 kV, 120 kV, 150 kV eingetragen. Der Bezirk der Dominanten ist gestrichelt umrandet.

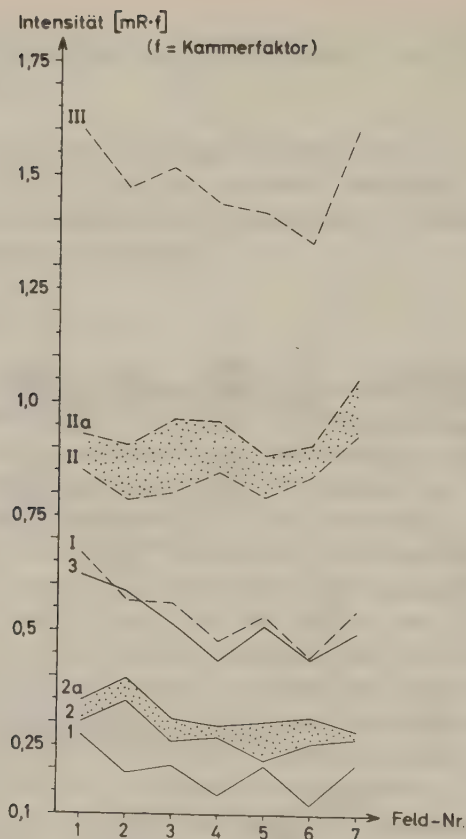


Abb. 45 : Zusammenstellung der Werte für die Intensität in den Feldern der Dominanten:

60 kV_s = durchgezogene Kurven (1,2,2a,3)

120 kV_s = gestrichelte Kurven (I,II,IIa,III)

1;I = Primärstrahlung

2;II = Streustrahlung

2a;IIa = Korrektur der Meßwerte der Streustrahlung nach STIEVE, WIDENMANN und SCHAAAL

3;III = Gesamtstrahlung

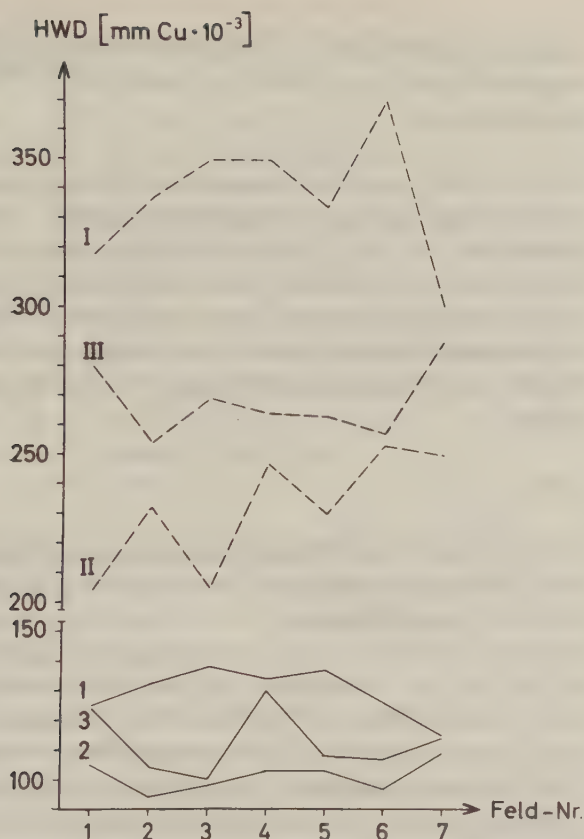


Abb. 46 : Zusammenstellung der Werte für die HWD in den Feldern der Dominanten:

60 kV_s = durchgezogene Kurve

120 kV_s = gestrichelte Kurve

1; I = Primärstrahlung

2; II = Streustrahlung

3; III = Gesamtstrahlung

Die Intensität wird, in Übereinstimmung mit den Angaben in der Literatur auf Werte um 8 - 10 % geschwächt.

Für die zwei Scheitelspannungen von 60 kV und 120 kV isoheterogener Primärstrahlungen wurde gemäß Abb. 9, 10, 11 eine effektive Energie von 38,9 bzw. 48,5 (REISS, pers. Mitteilung) ermittelt. Diese Werte wurden der Berechnung des erreichbaren Strahlenkontrastes, neben den Werten der Dicke, Dichte und Massenabsorptionskoeffizienten zugrunde gelegt.

2.26 B i l d w a n d l e r s y s t e m

Von den zwei möglichen Prinzipien, das Strahlenbild für das menschliche Auge sichtbar zu machen, wird die Anwendung der F i l m - F o l i e n - K o m b i n a t i o n am häufigsten wieder vor allem bei der Röntgendarstellung des Thorax mit den Lungen geübt. Der Vorteil der Dokumentation, und die Möglichkeit, die Aufnahmen über längere Zeit hin und eingehend durchzumessen und auszuwerten, ließ dieses Verfahren auch für die hier durchgeführten Untersuchungen besonders geeignet erscheinen. Die Anwendung des L e u c h t - s c h i r m s und seine direkte Betrachtung durch das Auge, oder über die B i l d v e r - s t ä r k e r r ö h r e und die F e r n s e h - k a m e r a haben für Untersuchungen solcher Art den Nachteil, daß das Bild nicht über längere Zeit oder nur bei geringerem Auflösungsvermögen festgehalten werden kann. Ergänzende Untersuchungen hieran zu der bearbeiteten Fragestellung sind sicher noch von Interesse. Zudem

liefert die Film-Folien-Kombination zur Zeit noch das höchste Auflösungsvermögen bei der Röntgendarstellung.

2.26.1 Als Film kam ein Film der Firma ADOX-DU PONT, 817 TA, zur Verwendung. Diese Emulsion hat den Vorteil, daß sie sowohl auf Klarunterlage (clear base) untersucht werden konnte, wie auf Blauunterlage (blue base). Als Folien wurden eine feinzeichnende, eine Universal- und eine hochverstärkende Folie, sowie eine feinzeichnende Folie mit erhöhtem Verstärkungsfaktor, jeweils der Fa. SIEMENS AG, verwendet.

2.26.2 Zur Aufnahmetechnik sind noch folgende Angaben zu machen:

Röhrenfocus	0,6 x 0,6; 1,0 x 1,0
Focus-Filmabstand	0,70 m; 1,50 m
Scheitelspannung	60 kV, 120 kV, 150 kV

Das unter 2.24 ff beschriebene Objekt wurde auf folgende Weise mehrfach dargestellt:

- 1) Aufnahme des Modells als inhomogener Untergrund
- 2) Aufnahme des injizierten Lungenpräparates als inhomogener Hintergrund
- 3) Aufnahme des Drahtgitters und der Kugeln von 0,7 - 4 mm Ø ohne Gebrauch der Folie
- 4) Darstellung des Drahtgitters und der Kugeln von 0,7 - 4 mm Ø zusammen mit dem Modell
- 5) Aufnahme des Modells mit dem Lungenpräparat
- 6) Aufnahme von Modell, Lungenpräparat und Drahtgitter, sowie Kugeln von 0,7 - 4 mm Ø unter den genannten verschiedenen Bedingungen
- 7) Ergänzende Aufnahmen von Kugeln mit 2 - 24 mm Ø vor dem Lungenpräparat als inhomogenem Hinter-

grund bei homogenem Untergrund, durch
Flexiglasplatten dargestellt.

Die Darstellung der Einzelglieder des Objektes erfolgte gesondert, um sowohl die Darstellbarkeit des Drahtgitters und der Kugeln vor inhomogenem Untergrund wie die Erkennbarkeit des Drahtgitters und der Kugeln vor inhomogenem Hintergrund beurteilen zu können. Außerdem war es möglich, an den Teilgliedern des Modells zunächst isoliert eine Frequenzanalyse durchzuführen. Damit konnte ein für jedes Teilglied typisches Spektrogramm gewonnen werden.

Die B e l i c h t u n g erfolgte mit der Belichtungsautomatik. Diese mußte in ihrer Empfindlichkeit verändert werden, wenn es zu einem Wechsel in der Darstellungsart, je nach Einbeziehung eines weiteren Teilgliedes des Modells kam. Bedingt war dies dadurch, daß die mittlere Schwärzung zwischen 2 umseitig beschriebenen Meßpunkten immer dieselbe sein sollte, die Mittelung über den ganzen Bereich der Dominanten jedoch u.U. nicht denselben Wert ergeben konnte. Deshalb erfolgte ergänzend hierzu die Bestimmung der mittleren Opazität, über den ganzen Bereich der Dominanten, mit der BOSECK'schen Beugeapparatur. Es ergaben sich, entsprechend den Untersuchungen von WIDENMANN, WEMBER und SCHOTT (328) wie von NITZSCHE (187) nur mäßig abweichende Werte. Damit weicht die hier durchgeführte Untersuchungsart vom eigentlichen Prinzip der Belichtungsautomatik nach FRANKE (77, 78, 79 und MORGAN 178, 300, 304) ab. Zur Klärung des Einflusses der Inhomogenität von Untergrund und Hintergrund war dies jedoch notwendig.

2.26.3 Meßmethoden und Meßwerte

Als Meßmethode kam die Schwärzungsmessung infrage, welche üblicherweise über die Messung der Opazität ($O = \frac{I_0}{I}$), ausgedrückt durch den Quotienten aus eingestrahelter und durchgelassener Intensität und die Logarithmierung desselben, erfolgt. Hierzu stehen durchkonstruierte Densitometer (siehe Technischer Anhang) zur Verfügung, soweit es die Densitometrie bis herab zu einem Detaildurchmesser von 2mm (z.B. Densitometer nach VAN BRIESEN) betrifft. Auch für die sogenannte Mikrodensitometrie gibt es Geräte, deren bekannter Vertreter, das Mikrodensitometer nach JOYCE-LOEBL jedoch einen großen finanziellen Aufwand erfordert. Die Mikroskopphotometer der Firmen ZEISS und LEITZ lassen sich durch Adaptation eines geeigneten logarithmischen Schreibers zu einem Densitometer ergänzen; dieser Versuch wurde hier mit einem Vitrone Schreiber unternommen und im Technischen Anhang beschrieben.

Als Meßwerte stehen die Intensitäten des durchgelassenen Lichtes bei Durchleuchtung des entwickelten Röntgenbildes mit diffusem Licht und Abtastung durch das Photometer zur Verfügung. Sie werden meist inform eines Stromdurchflusses im Galvanometer registriert und durch Rechnung oder über einen logarithmierenden Schreiber auf Schwärzungswerte gebracht. Bei der Makrodensitometrie kann sofort die Schwärzung abgelesen werden. Entsprechend den Forderungen der Photometrie (22, 106, 144) war bei den mikrodensitometrischen Messungen vorgegangen und der CALLIER-Quotient berücksichtigt worden, ebenso auch bei Messungen an der BOSECK'schen Beugeapparatur.

Bei der A n f e r t i g u n g der R ö n t g e n -
a u f n a h m e n wurde eine mittlere Schwärzung
von 0,8 - 0,84 zugrunde gelegt und bestimmt. Letzteres
geschah durch Messung der Schwärzung an zwei Meß-
punkten, dem Punkt der höchsten (Feld 6, lateral)
und der geringsten (Feld 1, lateral) Absorption
in der Dominanten. Dies bedeutet eine arithmetische
Mittelung und damit eine Vereinfachung, welche je-
doch bei der großen Zahl der Aufnahmen erforderlich
war. Zur Kontrolle wurde über einen größeren Bereich
an der BOSECK'schen Beugeapparatur (siehe **Technischer**
Anhang) gemittelt. Auch hier kommt der arithmetische
Mittelwert der Opazität aller in diesem Bereich ge-
legenen Punkte, nach Berücksichtigung des CALLIER-
Quotienten, als Schwärzungswert zustande. Die
Schwankung der Meßwerte kann hierbei etwas größer
sein als bei der Bestimmung des Mittelwertes der
Schwärzungen, welcher einen geometrischen Mittel-
wert darstellt (328). Um dem zu begegnen, wurde ver-
sucht, eine "Homogenisierung" der Meßfläche dadurch zu
erreichen, daß Flächen mit hoher und geringer Opazität
zu gleichen Anteilen in die Messung einbezogen wurden.
Dies wäre nicht unbedingt notwendig gewesen, da es sich
zunächst um eine möglichst **exakte** Bestimmung der arith-
metisch gemittelten Schwärzung handelte, ohne daß dabei
die einer logarithmischen Funktion folgende Empfind-
lichkeitskurve des menschlichen Auges berücksichtigt
werden sollte. Umsomehr wurde es als Vorteil betrach-
tet, wenn die Bestimmung der mittleren Schwärzung
auf diesem Wege der Ermittlung des **geometrischen Mittel-**
wertes nahe kam. So konnten die Ergebnisse auch auf das
Arbeiten mit dem Belichtungsautomaten Anwendung
finden (328).

2.26.31 Bestimmung der Gradationskurve der verwendeten Film-Folien-Kombination (1, 109, 110)

Für die Untersuchung war nach Kapitel 1.0 die Standardtechnik der Thoraxübersichtsaufnahme in Weichstrahltechnik und Hartstrahltechnik zugrunde gelegt worden. Die Gradationskurve mußte deshalb an der Film-Folien-Kombination 817 TA / ADOX - DU PONT - feinzeichnende (Rubin) - Folie bestimmt werden. Die Form der Kurve ergab sich entsprechend den Angaben von MORGAN u.a. (77, 110, 150, 175, 179, 211, 212, 228) nach Herstellung einer zeitsensitometrisch erstellten Schwärzungstreppe mit der Film-Folien-Kombination unter gleichzeitiger Messung der Dosis am Filmort mit dem E.I.L.-Dosimeter, nach Entwicklung in der Pakorol-Entwicklungsmaschine mit den Chemikalien der Fa. ADFO-Chemie für die 4 1/2-Minutenentwicklung und nach Ausmessung der Schwärzungstreppe am Densitometer nach VAN BRIESEN. Das Ergebnis ist in halblogarithmischer Darstellung in Abb. 65 erfaßt. Diese Kurve bildet ein weiteres wichtiges Glied, um die Umsetzung des Strahlenkontrastes in den Schwärzungskontrast untersuchen und den Einfluß der Inhomogenität von Unter- und Hintergrund analysieren zu können.

Die Methode der Intensitäts-Sensitometrie nach SEEMANN und ROTH (233, wie 141, 179, 251, 252) wurde nur für relative Vergleiche herangezogen. Wieder waren dabei konstante Bedingungen der Entwicklung eingehalten und nur ein Parameter, z.B. die Folie, variiert worden (4, 108, 139, 173, 174, 197, 305, 308, 330).

2.26.32 Zusammenfassung und Ergebnisse

Die Versuchsaufnahmen, mit der Film-Folien-Kombination erstellt, wurden unter Einhaltung einer konstanten mittleren Schwärzung (STIEVE, 298, MORGAN, 176) von 0,82 ($\pm 2\%$) zwischen zwei bestimmten Meßpunkten erstellt. Die Belichtung erfolgte mit der Belichtungsautomatik, allerdings unter Variation der Empfindlichkeit. Als Meßmethode kamen die Schwärzungsmessung mit einem Densitometer, wie die Berechnung der Schwärzung nach Messung der Opazität und unter Berücksichtigung des CALLIER-Quotienten (ROGGENHAUSEN und SEIDE, 228) zur Verwendung. Die größte Abweichung zwischen dem Wert der mittleren Schwärzung von 0,82 zwischen den zwei Meßpunkten und dem der mittleren Schwärzung bei Mittelung über die ganze Dominante nach BOSECK (38) und BOSECK und KRIEG (39) betrug 20 % in Richtung einer höheren Schwärzung, 2 % in Richtung einer geringeren Schwärzung, im Mittel lag sie unter 10 %, wobei jeweils die Tendenz zu höheren Werten festzustellen war. Letzteres entspricht einer geringeren Schwächung pro Flächeneinheit (NITZSCHE, 187) und trat deshalb bei den Versuchsaufnahmen mit den Kugeln auf.

Die Gradationskurve wurde für die fezeichnende Folie und den Film 817 TA (clear base) ermittelt. Sie liegt den Berechnungen des Schwärzungs-
kontrastes und der Ermittlung der Dosis an den verschiedenen Meßpunkten (nach WILSEY, 335, KIEFER und SEIDEMANN, 141 u. 2) unter Konstanthaltung der Entwicklung in der Entwicklungsmaschine und bei möglichst kurzem Aufnahmezeitraum zugrunde.

2.27 A u s w e r t u n g

Die Auswertung der Versuchsaufnahmen erfolgte einmal auf dem Weg der subjektiven Auswertung, wobei als Ergebnis ein Grenzbereich der Erkennbarkeit von Details zu bekommen war. Gleichzeitig wurden Teilmessungen zur Bestimmung des Kontrastes und der Schärfe, bzw. Unschärfe als objektive Auswertung durchgeführt. Erschwerend wirkten sich hierbei der geringe Durchmesser der gewählten Details mit nur geringem Schwärzungskontrast und der extrem flache Übergang von der Detailschwärzung zur Umgebungsschwärzung aus. Die subjektive und objektive Auswertung liefert keine Meßwerte, welche direkt vergleichbar wären; diese lassen sich jedoch zueinander in Beziehung setzen.

2.27.1 O b j e k t i v e A u s w e r t u n g d e s Röntgenbildes

Die objektive Auswertung des Röntgenbildes kann anhand der Bestimmung von Form und Größe der Details, sowie des Schwärzungskontrastes und der Unschärfe vorgenommen werden. Die Größe der Details war durch metrische Ausmessung bei bekannter Ausgangsgröße und aus der Versuchsanordnung herleitbaren geometrischen Verhältnissen zu bestimmen. Der Detailkontrast, gewonnen aus der Schwärzung der Details und der Schwärzung der Umgebung, war densitometrisch zu ermitteln. Die Bestimmung der Unschärfe, wie sie bei höheren Kontrasten und geringerer Unschärfe mit dem Mikroskopphotometer noch vorgenommen und mit einem Schreiber sichtbar gemacht werden kann (STIEVE 298, HENNECKE, 123) war hier nicht mehr möglich. Ergänzend wurde deshalb eine frequenzanalytische Methode herangezogen.

2.27.11 M e t r i s c h e Auswertung

Die metrische Auswertung ist bei s c h w a c h e n Schwärzungskontrasten, wie sie hier vorliegen, zwangsläufig mit subjektiven Fehlern behaftet. Sie konnte deshalb nur in Verbindung mit der Bestimmung des V e r g r ö ß e r u n g s f a k t o r s bei bekannten geometrischen Verhältnissen und in der S y n o p s i s der Ergebnisse von subjektiver und objektiver Auswertung herangezogen werden. Die Ursache der nur bedingt objektiv möglichen Ausmessung liegt darin, daß der extrem flache Übergang von einem Helligkeitsniveau auf das andere die Begrenzung unscharf erscheinen läßt. Dieser Nachteil ist auch nicht etwa durch Lupenvergrößerung auszugleichen, da der unscharfe Übergang mit vergrößert wird. Bei Ausmessung der Kugeln ist der subjektive Fehler geringer. Letzteres ist mit der psychologischen Komponente der Korrelation beim Sehvorgang erklärbar. Hierauf wird in der Auswertung der Ergebnisse und deren Verknüpfung eingegangen.

2.27.11.1 E r g e b n i s s e

Aus den gegebenen geometrischen Verhältnissen mit einem Focus-Filmabstand von 1,50 m, einem Focus-Objektabstand von 1,32 m und den bekannten Durchmessern der Drähte und Kugeln ergab sich ein Vergrößerungsfaktor von 0,45. Die Messungen stimmen damit überein, wobei auf die subjektive Fehlermöglichkeit hingewiesen wurde. Aufgrund der verschiedenen Darstellungstechniken ergab sich eine Schwankungsbreite des Vergrößerungsfaktors von $\pm 5\%$. Diese Ergebnisse wurden bei der Bestimmung des noch erkennbaren Mindestkontrastes nach einem Diagramm nach RÖHLER (223) zugrunde gelegt. Bei dieser Darstellung ist

der erkennbare Mindestkontrast im Schwärzungsbild gegen den Detaildurchmesser aufgetragen, wobei als Parameter verschiedene Leuchtdichten angegeben sind. Hierzu wurde die Umgebungsleuchtdichte bei Auswertung der Aufnahmen bestimmt. Sie lag bei 3000 cd/mm^2 .

2.27.12 D e n s i t o m e t r i e

Soweit Details vorlagen, deren Durchmesser mehr als 2 mm betrug, konnte eine Ermittlung des Detailkontrastes mit dem Densitometer von VAN BRIESEN vorgenommen werden. Ergänzend kam das Mikroskopphotometer (siehe Technischer Anhang, A.7) zur Verwendung. Die Bestimmung der Schwärzung erfolgte über die Messung der Opazität und unter Berücksichtigung des CALLIER-Quotienten, teilweise mit Hilfe eines logarithmischen Schreibers.

2.27.12.1 E r g e b n i s s e

Bei der Bestimmung der U m g e b u n g s s c h w ä r z u n g ergab sich nach Abb. 66 allgemein ein Anstieg von medial nach lateral, mit einem Plateau oder nur geringem Abstieg in den am weitesten lateral gelegenen Bezirken. Der Anstieg erfolgt zunächst rasch bis zum Ort des Drahtes Nr. 4; das entspricht etwa der Mitte der Dominanten, in seitlicher Richtung gesehen. Ab hier steigt die Umgebungsschwärzung in den Feldern 1, 5 und 6 der Dominanten nicht mehr oder nur gering an. Das Niveau in den einzelnen Feldern läßt sich mit demjenigen Niveau vergleichen, welches für die Darstellung der Drähte und Kugeln vor homogenem Unter/Hintergrund ermittelt wurde. In Feld 1 liegt die Umgebungsschwärzung gegenüber der Darstellung bei homogenem Unter/Hintergrund teils in derselben Höhe, teils darüber. In Feld 5 und 6 liegt das Niveau deutlich tiefer. Die Kurve, welche die Werte der Umgebungsschwärzung verbindet, steigt bei 60 kV_s ,

mit Raster mit der größten Steilheit an, verläuft bei 60 kV_s, ohne Raster flach und liegt bei 120 kV_s, mit Raster dazwischen.

Bei der Ermittlung des Detailkontrastes ergibt sich, wenn ΔS auf die Umgebungsschwärzung bezogen wird, daß mit Abnahme der Umgebungsschwärzung der Schwärzungskontrast je Detail geringer wird. So geht bei Faden 8 mit 1,0 mm Durchmesser der Detailkontrast von 0,1 auf 0,04 zurück. Die Erklärung hierfür wird in Kapitel 3.22.1 gegeben.

2.27.13 F r e q u e n z a n a l y s e

Bei der Auswertung von Frequenzspektrogrammen ist davon auszugehen, daß das Spektrogramm das Ergebnis vektorieller Vorgänge darstellt. Im Spektrogramm wird gewissermaßen eine "Sortierung" von Frequenzen vorgenommen, welche von jedem Bildpunkt aus in den entsprechenden Frequenzbereich eingebracht werden. Unumgänglich ist bei der Betrachtung der Frequenzspektrogramme deshalb die Lösung von der Anschauung des Bildes. Man muß davon ausgehen, daß das Bild anhand seines Ortsfrequenzaufbaues beschrieben wird, wie in wesentlich anschaulicherer Weise etwa durch Form, Farbe, Größe etc. Um eine Auswertung des Spektrogramms vornehmen zu können, bedarf es

- a) der m o r p h o l o g i s c h e n Beschreibung der Kurve und ihrer Beeinflussung durch physikalische Gegebenheiten;
- b) der Beschreibung des f u n k t i o n e l l e n Zusammenhangs zwischen der

Kurvenform,
der Anordnung des Objektes,
der Aufzeichnung der Ortsfrequenzen,
sowie deren gegenseitige physikalische
Beeinflussung.

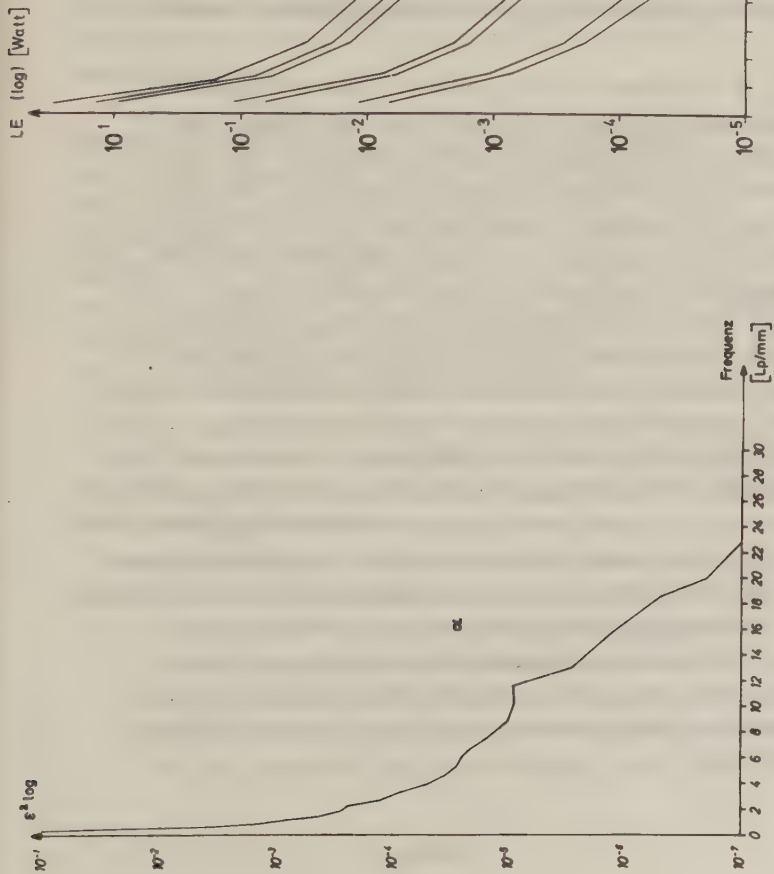


Abb. 47 : (Originalaufzeichnung)

Kurve α , vom nur fixierten, nicht beleuchteten Film.

Abb. 48: Geschätzte Streulichtfunktionen für verschiedene Schwärzungen (schematisch).

Diese Beschreibung führt zu einer Charakterisierung der Kurven. Es sind typische Kurvenbilder abgrenzbar und innerhalb der Kurven bestimmte Abschnitte. Eine Aussage hinsichtlich der Unschärfe von Details ist insofern möglich, als der Anteil von hohen Frequenzen mit dem Schärfeneindruck des Auges parallel geht.

Über die Besprechung des Charakters der Kurven hinaus können diese zu den Ergebnissen der Untersuchung über die Darstellbarkeit und Erkennbarkeit von Details (subjektive Auswertung) in Beziehung gesetzt werden.

2.27.13.1 Bei der morphologischen Beschreibung ist die Streuung durch den Träger und durch die Filmemulsion zu berücksichtigen. Sie wirkt sich besonders störend in Überlagerung mit dem Signallicht aus. Es gelang, einen Bereich zu ermitteln, wo Streulicht und Signallicht sicher getrennt sind und ihre gegenseitige Beeinflussung vernachlässigbar ist. Zunächst war die Streuung durch den Träger der Filmemulsion zu bestimmen. Für den hier verwendeten Film geschah dies am nur fixierten, nicht entwickelten Film, Abb. 47, Kurve α (siehe auch Technischer Anhang, A.8, wo die Streulicht-Funktion (Erklärung siehe unten) für verschiedene Schwärzungen bestimmt wurde). Die Kurve ändert sich in ihrer Form nicht, wohl aber im Niveau. Dies läßt sich damit erklären, daß a) die Streuung und damit der CALLIER-Quotient unabhängig von der Schwärzung sind, b) die Kurve entsprechend der Minderung der Intensität in der optischen Achse durch den Mittelwert der Opazität, bzw. der Transparenz aller im Bild vorkommenden Transparenzen nach oben oder unten verlagert wird.

Die Kurve des Streulichtes müßte an sich bei logarithmischer Darstellung eine Gerade bilden, da es sich um eine Exponentialfunktion (BOSECK, mündl. Mitteilung) handelt. Wechselt jedoch, wie es hier der Fall ist, für jeden Ort des durchgelassenen Lichtes der Zusammenhang zwischen Intensität und Ortsfrequenz, müßte für jeden Punkt diese Funktion bestimmt werden. Eine Vereinfachung ergab sich dadurch, daß sich in der Kurve drei typische Abschnitte unterscheiden ließen, über welche der Zusammenhang zwischen Intensität und Ortsfrequenz nur gering wechselt. Im folgenden wird diese Abhängigkeit der Intensität von der Ortsfrequenz als *S t r e u l i c h t f u n k t i o n* bezeichnet.

Nachdem es möglich war, die Streulichtfunktion qualitativ anzugeben, konnte ein Kurventeil aus der Spektralkurve abgegrenzt werden, welcher aus der Überlagerung von Streulichtfunktion und Signallight besteht. Ein weiterer Kurventeil wird überwiegend aus Frequenzen von Signal-Charakter gebildet. Dieser letztere Kurventeil wird im folgenden als *S i g n a l - t e i l* der Spektralkurve bezeichnet.

2.27.13.2 Der durch den funktionellen Aufbau bedingte und der zu erwartende Verlauf der Kurven kann folgendermaßen beschrieben werden.

- a) Die einfachste, registrierbare Funktion einer Frequenzaufzeichnung ist die *D e l t a - f u n k t i o n*, wie sie durch Beugung an einem Bleistiftstrich hervorgerufen werden kann. Hierbei kommen neben der Grundwelle alle Sinusfunktionen als Plateau zur Darstellung, da sie zu gleichen Teilen enthalten sind (Abb. 49).

- b) Eine weitergeführte Form ist die gitterförmige Anordnung von Strukturen mit rechteckiger Begrenzung, definierter Breite und definiertem Abstand. Im Frequenzspektrogramm zeigen sich mathematisch ableitbare Sinusfunktionen der FOURIER-Transformation in Form von mehr oder weniger hohen und mehr oder weniger breitbasigen Peaks. Zwischen den Peaks geht die Kurve auf die Streulichtfunktion zurück (Abb. 50, durchgezogene Kurve). Die Höhe der Peaks nimmt stetig in Richtung der höheren Frequenzen ab.
- c) Ordnet man vielfache Gitter an, kommt es durch weitere, aufgezeichnete Peaks zu einer Auffüllung der Lücken, wie sie noch bei der vorherigen Darstellung zu finden sind. Jene Peaks zeigen ebenfalls stetig abfallende Tendenz ihrer Höhe (Abb. 50, gestrichelte Kurvenanteile).
- d) Wird das im technischen Anhang A.8 beschriebene Punktraster des röntgenphotographischen Bildes verwendet, welches sich auch als statistische Gitterfunktion beschreiben läßt, so kommt es bei vielfach und eng nebeneinander gelagerten Peaks in stetig abfallender Höhe zur Darstellung einer Kurve, welche näherungsweise als Hüllkurve anzusprechen ist. Dabei wird die Form der Kurve von der Wahl der Meßpunkte beeinflusst. Zudem kommt es von physikalischer Seite zu Amplituden- und Phaseneffekten von geringfügig differenten Ortsfrequenzen, welche zu Phasenverschiebungen, evtl. zu Auslöschungen von Ortsfrequenzen führen können.

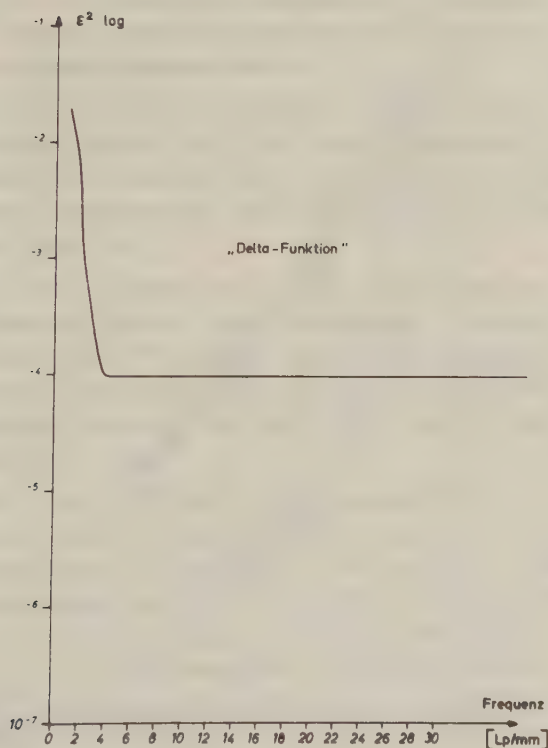


Abb. 49 : "Delta-Funktion", neben der Grundwelle sind alle Sinusfunktionen zu gleichen Teilen enthalten. Deshalb kommt es zur Darstellung eines Plateaus (schematisch).

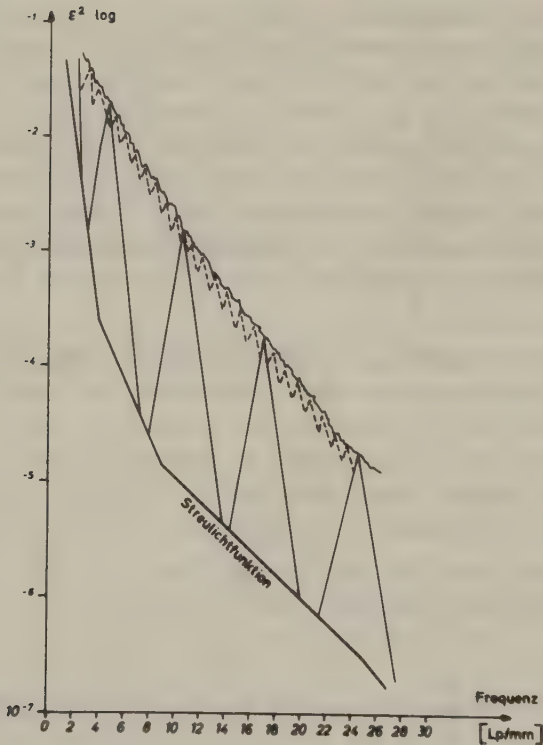


Abb. 50 : Durchgezogene Kurvenanteile:

Unten: Streulichtfunktion

Mitte: Peaks, entsprechend der
gitterförmigen Anordnung,
siehe Seite 110, b)

Oben: Hüllkurve, siehe Seite 110, d)

Gestrichelte Kurvenanteile: Peaks, ent-
sprechend der Anordnung von viel-
fachen Gittern, siehe Seite 110, c).
(schematisch)

2.27.13.3 An dem in 2.27.13.1 beschriebenen Signalteil der Spektralkurve lassen sich nach den hier durchgeführten Untersuchungen mehrere Verlaufsformen abgrenzen, deren Deutung im Abschnitt über die Ergebnisse vorgenommen werden soll:

- a) Die Kurve steigt vom Abgang von der Streulichtfunktion nach den hohen Frequenzen zu an, ist im Bereich von 12 bis 22 Lp/mm flach nach oben gewölbt und fällt bei ca. 30 Lp/mm ab (Abb. 51).
- b)1) Die Kurve fällt stetig nach den hohen Frequenzen hin ab, unter Umständen im Bereich mittlerer Frequenzen nach unten durchgewölbt.
2) Die Kurve weist zusätzlich einzelne höher gezackte Bereiche im stetig abfallenden Gang auf (Abb. 52).
- c) Die Kurve verläuft weder deutlich nach a), noch deutlich nach b). Sie zeigt eine Mischform beider, indem sie einen deutlich abgeschwächten Abfall in der Höhe der Peaks aufweist und im Bereich der hohen Frequenzen flacher, fast waagerecht verläuft. Die Kurve ist infolge einer zusätzlich eingebrachten Gitterstruktur durch deutlich hervortretende Peaks moduliert (Abb. 53, Kurve 14).
- d) Die Kurve zeigt die Mischform wie unter c) und verläuft im Bereich der hohen Frequenzen im Plateau (Abb. 54, Kurve 17).
- e) Die Kurve ist im Bereich der niederen Frequenzen infolge eines Frequenzzuwachses deutlich nach oben verlagert (Abb. 55). Wegen der hier nicht deutlich abtrennbaren Streulichtfunktion können solche Ergebnisse nur verwertet werden, wenn der Zuwachs über 10 % des Ausgangswertes hinausgeht. Für eine Analyse

dieses Kurventeils unter 2 Lp/mm eignet sich die Beugeapparatur nicht mehr. Ergänzend liesse sich ein Analogrechner (BOSECK, 35) mit der Möglichkeit der Frequenzfilterung einsetzen. Entsprechende Vorversuche wurden von BOSECK (mündl. Mitteilung) angestellt. Diese Art der Frequenzanalyse stellt eine Kombination von lichtoptischer und elektronischer Frequenzanalyse dar.

2.27.13.4 E r g e b n i s s e

Mittels der Frequenzanalyse sind v i e r wesentliche Ergebnisse zu registrieren:

- 1) Es läßt sich der Einfluß des Rauschens (44,180) von Filmkorn und Röntgen-Quanten darstellen. Die unter 2.27.13.2 a) geschilderte Form der Spektralkurve beim nur entwickelten und fixierten Film, wie diejenige beim belichteten, entwickelten und fixierten Film zeigt im wesentlichen das Kornrauschen wie das Quantenrauschen (Abb. 56, Kurve η, ϵ). Wird eine Folie verwendet, wie hier die fezeichnende Folie, kommt es zu einer weitgehenden Unterdrückung des Rauschens. Die Kurve sinkt deutlich ab (Abb. 56, Kurve γ). Wird gleichzeitig ein Streustrahlenraster (Abb. 56, Kurve σ) verwendet, so ergibt sich eine Signalkurve, welche lediglich eine geringe Zunahme der Ortsfrequenzen unter 2 Lp/mm zeigt.
- 2) Werden dem Film Strukturen aufgeprägt, kommt es bei gesonderter Darstellung von Teilgliedern des Modells zu einer Zunahme hoher Frequenzen. Diese können sowohl von Strukturen wie vom Rauschen (44) von Korn und Quanten herrühren, wenn wie bei Kurve 14, 15 und 17 (Abb. 53 und 54) die Aufnahmen ohne Folie gemacht wurden. Die Kurven σ und 16 sind mit Folie angefertigt und lassen

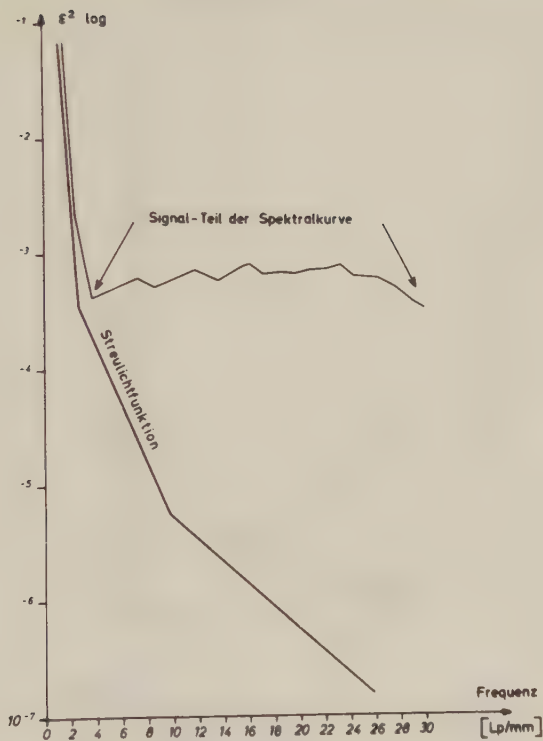


Abb. 51 : Streulichtfunktion und Signal-Teil der Spektralkurve (schematisch).

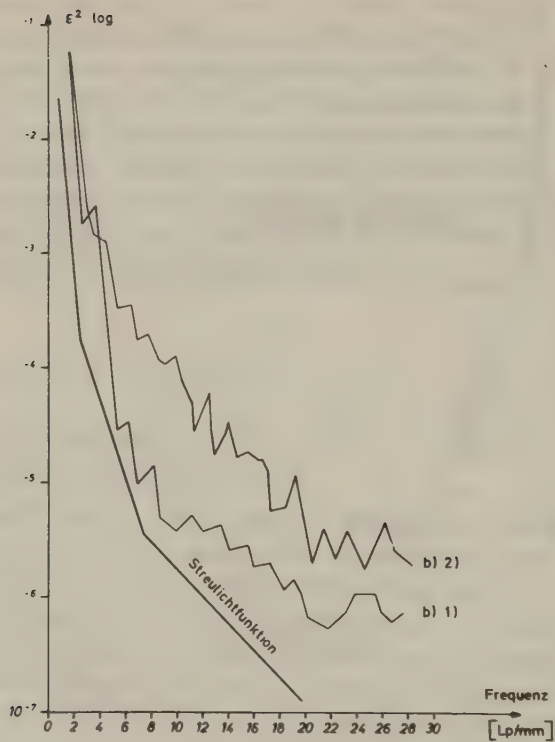


Abb. 52 : Frequenzkurven (schematisch).

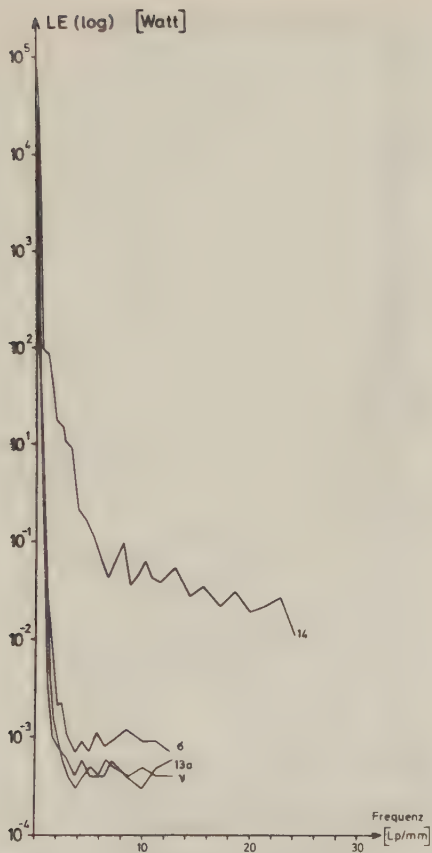


Abb. 53 : (Originalaufzeichnung)

Frequenzspektrogramm, aufgenommen bei

Kurve 14 : Perlon-Draht-Gitter bei
homogenem Untergrund, ohne
Folie.

Kurve γ : Mit Folie belichteter Film, ohne
Struktursignal.

Kurve G : Mit Folie belichteter Film, mit
Streustrahlenraster, ohne Struktur-
signal.

Kurve 13a: Polystyrol-Kugeln bei homogenem
Untergrund, ohne Folie.

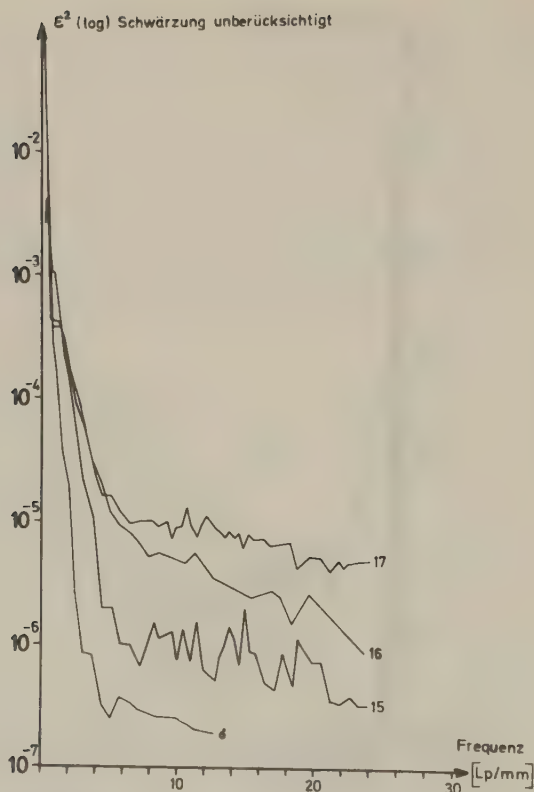


Abb. 54 : (Originalaufzeichnung):

Frequenzspektrogramme mit Struktur-
signalen:

Kurve 6 : Belichteter Film mit Folie,
mit Raster.

Kurve 15 : Lungenpräparat bei
homogenem Untergrund, ohne
Folie, ohne Raster.

Kurve 16 : Modell, mit Folie, mit
Raster.

Kurve 17 : Gesamtdarstellung von Modell
und Lungenpräparat, ohne
Folie, ohne Raster.

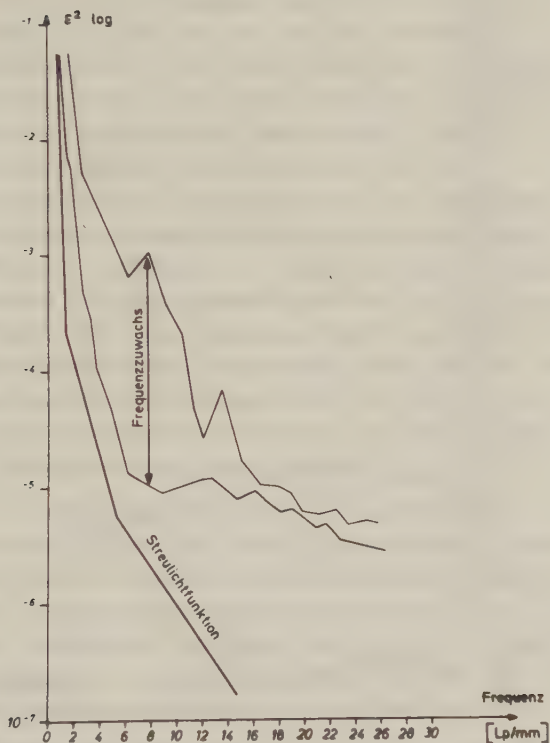


Abb. 55 : Frequenzkurven (schematisch).
Erklärung im Text, Seite 113, e).

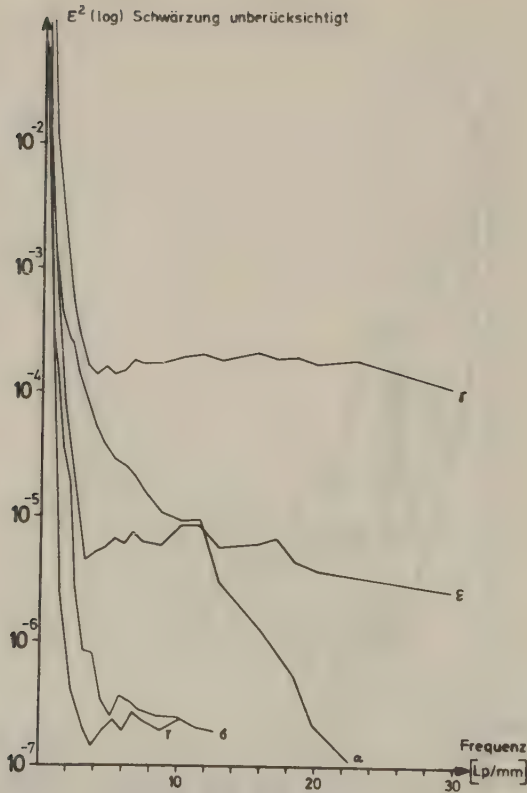


Abb. 56 : (Originalaufzeichnung)

Darstellung des Rauschens von
 Filmkorn und Quanten und dessen
 weitgehender Unterdrückung durch
 die Folie:

Kurve μ : Entwickler und
 fixierter Film (817 TA/
 ADOX DU PONT).

Kurve ϵ : Belichteter und ent-
 wickelter Film.

Kurve α : Fixierter Film, ohne
 Belichtung.

Kurve γ : Belichteter Film mit
 Folie.

Kurve δ : Belichteter Film mit Folie,
 mit Raster.

deutlich erkennen, wie die Kurve in ihrem Verlauf den stetigen Abfall nach den hohen Frequenzen zu erkennen läßt. Auch diejenigen Kurven, welche von den bei der Gesamtdarstellung mit F o l i e (Abb. 71, Seite 155, und Abschnitt 3.23 Subjektive Auswertung und Frequenzanalyse) gewonnenen Bildern erzielt wurden, zeigen den stetig abfallenden Gang. Dies bedeutet: Ein Plateau im Bereich hoher Frequenzen wird vorwiegend durch das Rauschen von Filmkorn und Röntgenquanten bedingt. Die Signal-Teile der Kurven zeigen, wenn das Rauschen durch die Folie unterdrückt wird, den stetig abfallenden Gang nach den hohen Frequenzen zu, wie er den unter a) bis d), Seite 109 und 110 beschriebenen Gitteranordnungen entspricht.

- 3) Der Zuwachs an Frequenzen läßt, wenn ein größerer Anteil an Korn- und Quantenrauschen bei Gebrauch der Folie ausgeschlossen werden kann, auf eine schärfere Darstellung, bzw. auf eine geringere Unschärfe schliessen. Hiermit ergeben sich Anknüpfungspunkte für die Auswertung der subjektiven und objektiven Ergebnisse in Bezug auf die Schärfe, bzw. Unschärfe.
- 4) Hiermit waren erstmals exakte Angaben über F r e q u e n z a n t e i l e in der Röntgenaufnahme der L u n g e n möglich. Bislang sind diese über metrische Messungen an Bild-details erschlossen worden. Es zeigt sich, daß ein großer Anteil hoher Frequenzen bis zu 16 bis 20 Lp/mm vorliegt.

2.27.2 Subjektive Auswertung des Röntgenbildes

Das eingangs charakterisierte Team von 10 Beobachtern bekam die angefertigten Aufnahmen unter konstant eingehaltenen Bedingungen der Betrachtung (RÖHLER, 222, 223, 224, SPIEGLER, 249, SCHÖBER, 259, 260, 266, sowie 18, 19, 20, 27, 41, 111, 112, 113, 120, 121, 169, 213, 214, 229, 230, 246, 287, 317) und nach Ausmessung der Leuchtdichte des Schaukastens in bestimmter Reihenfolge vorgelegt:

- a) Auswertung der Aufnahmen in Feld 1 der Dominanten bei Gesamtdarstellung des Modells zusammen mit dem Perlion-Drahtgitter. Dabei war den Beobachtern nicht bekannt, was in dem Röntgenbild dargestellt ist.
- b) Auswertung der Aufnahmen in Feld 5 der Dominanten.
- c) Auswertung der Aufnahmen in Feld 6 der Dominanten.
- d) Auswertung der Aufnahmen nach Bekanntgabe der dargestellten Strukturen im Röntgenbild.
- e) Auswertung von Feld 1 der Dominanten bei gesamter Darstellung des Modells mit den aufgenommenen Polystyrolkugeln, in der Größe von 0,7 bis 4 mm $\varnothing$, ohne Kenntnis des Betrachters vom dargestellten Inhalt.
- f) Auswertung von Feld 5 wie unter (e).
- g) Auswertung der Aufnahmen über die gesamte Dominante nach Bekanntgabe der dargestellten Strukturen im Röntgenbild.
- h) Auswertung der weiteren angefertigten Röntgenaufnahmen bei Darstellung der Perlion-Drähte und der Kugeln bei inhomogenem Untergrund in Form des Modells. Bei nunmehr bekannten Details wurde wie unter a) bis c) verfahren.

- i) Auswertung von Aufnahmen der Polystyrol-Kugeln von 0,7 bis 4 mm $\emptyset$ bei homogenem Untergrund (Plexiglasplatten) und inhomogenem Hintergrund (Lungenpräparat).
- k) Auswertung von Aufnahmen der Kugeln aus Plexiglas von 2-24 mm $\emptyset$ bei homogenem Untergrund (Plexiglasplatten) und inhomogenem Hintergrund (Lungenpräparat).
- l) Aufnahmen der Plexiglastreppe mit mm-Stufen bei homogenem Untergrund (Plexiglasplatten).

Tabelliert wurde die prozentuale Häufigkeit der Erkennung jeder Draht- bzw. Kugelgröße. Hieraus ergab sich eine Teilerkennungsrate bei den verschiedenen Anordnungen pro Draht und pro Kugel; weiterhin wurde eine Gesamterkennungsrate unter Bezug auf die Gesamtzahl der bei der Aufnahme angebrachten, bzw. angebotenen Drähte oder Kugeln (BOSECK, 35) ermittelt. Nach Bestimmung des arithmetischen Mittels der Teilerkennungsraten und des arithmetischen Mittels der Gesamterkennungsraten, wurden diese für die Auswertung herangezogen. Sie erfolgte unter Berücksichtigung folgender physiologisch-optischer, sowie psychologischer Gegebenheiten:

- a) der "a priori"-Information; diese fehlte bei den ersten Untersuchungen jedes Betrachters, und wurde vermittelt nachdem Drähte oder Kugeln erkannt worden waren;
- b) der Eigenschaft des Auges, gesteuert von der Psyche her, über größere Bereiche zu korrelieren;
- c) der Blendung bei einem Verhältnis von hellster und dunkelster Stelle in der Dominanten über 1 : 30.

Als Bezugswert bei der Auswertung wurden diejenigen Werte angesetzt, welche für den unteren Grenzbereich der Detailerkennbarkeit von Drähten und Kugeln bei homogenem Unter/Hintergrund bei $\bar{S} = 0,82$ ermittelt worden waren. Dabei lag der Mittelwert der Aussage der 10 Beobachter bei der Häufigkeit 50 % pro erkanntem Draht zwischen 0,7 und 0,9 mm $\emptyset$. Die mittlere Abweichung lag bei $\pm 0,4$ mm $\emptyset$ (Vertrauensgrenze bei 95 %).

Für die Kugeln lag der Mittelwert zwischen 1,5 und 2,0 mm, die mittlere Abweichung bei $\pm 0,38$ mm $\emptyset$ (Vertrauensgrenze bei 95 %).

Die Berechnung erfolgte nach

$$S = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}$$

Bei den Untersuchungen der bei inhomogenem Untergrund und inhomogenem Hintergrund dargestellten Drähte und Kugeln konnte eine Signifikanzberechnung für einen bestimmten Grenzwert nicht mehr durchgeführt werden. Zur Auswertung dieser Ergebnisse wurde die Teilerkennungsrate pro Draht und Kugel, die mittlere Teilerkennungsrate, die Gesamterkennungsrate pro Untersuchungsang und die mittlere Gesamterkennungsrate herangezogen. Die Mittelwerte bedeuten den arithmetischen Mittelwert der prozentualen Häufigkeit der Erkennung eines Details.

Die mittlere Gesamterkennungsrate kann als Bewertungssmaß betrachtet werden.

Der Einfluß der Korrelationsmöglichkeiten für das Auge ließ sich durch die 50 %-Grenzerkennungswerte für Drähte und Kugeln verdeutlichen.

2.27.21 E r g e b n i s s e

A: Bei der Untersuchung ohne "a priori"-Information ergab sich

- 1) bei der Gesamtdarstellung von Modell, Lungenpräparat und Drähten, wurden bei e i n g e - b l e n d e t e m Feld in statistisch nicht sicherbarer Anzahl gewisse regelmässige Strukturen erkannt. Bei der Freigabe des Blickes auf die Dominante kam es zu einer sicherbaren Erkennung von Drähten bei inhomogenem Untergrund und inhomogenem Hintergrund.
- 2) Bei der Auswertung der Felder 1,5 und 6 der Dominanten wurden die Drähte Nr. 2 - 4, das entspricht einem Durchmesser von 1,8 - 3 mm, am besten erkannt.
- 3) Bei der Gesamtdarstellung von Modell, Lungenpräparat und Polystyrolkugeln von 0,7 - 4 mm $\emptyset$ wurden sowohl bei eingebblendeten, wie bei aufgeblendeten Feldern und schließlich bei Auswertung über die ganze Dominante die Kugeln nicht erkannt.

B: Nach Bekanntgabe der dargestellten Strukturen ergab sich

- 4) die Erkennbarkeit der Drähte war nicht eindeutig verbessert.
- 5) Auch jetzt wurden die Kugeln wie unter 3) nicht erkannt.
- 6) Es ergaben sich deutliche Unterschiede zwischen der Beurteilung bei eingebblendeten und bei aufgeblendeten Feldern, wobei jedoch einmal bei Einblendung, zum andern bei Aufblendung eine höhere Drahtnummer, d.h. geringerer Durchmesser, ermittelt wurde. Dies war abhängig von dem Feld der Dominanten, in welchem untersucht wurde,

und von dessem Aufbau des Untergrundes.

- 7) Im Feld 6 wurden, vor allem bei der Einblendung, wenn eine Korrelation des Auges verhindert wurde, nur wenige Drähte erkannt. Die Erkennungsrate lag bei Drahtnummer 2 - 3, entsprechend einem Durchmesser von 2 - 3 mm am höchsten. Bei Aufblendung wird der Grenzbereich nach 1,7 mm - 1,8 mm $\emptyset$ verlagert (Abb. 68). In der Differenz der Werte für Drähte und Kugeln - bei letzteren zwischen 4 mm und 5 mm $\emptyset$ - drückt sich der Einfluß der Korrelation aus.
- 8) Weitere Ergebnisse wurden unter vereinfachten Bedingungen erzielt, nachdem die "a priori"-Information ermittelt war. Die Untersuchungsanordnungen gingen dabei schrittweise über die gemeinsame Darstellung von Drähten und inhomogenem Untergrund, wie Kugeln bei inhomogenem Hintergrund zur Darstellung der Drähte und Kugeln bei homogenem Unter/Hintergrund. Es zeigte sich eine Verlagerung der Erkennbarkeitsgrenze der Details nach geringeren Werten hin. Bei den Kugeln wurde bei homogenem Unter/Hintergrund der Bereich der Erkennbarkeitsgrenze zwischen 0,9 und 1,5 mm festgestellt. Bei den Drähten wurde der Grenzbereich zwischen 0,8 und 1,0 mm $\emptyset$ ermittelt.
- 9) Da bei der Gesamtdarstellung von Modell, Lungenpräparat und Polystyrolkugeln bis 4 mm $\emptyset$ die Kugeln nicht erkannt wurden, auch nicht nach Bekanntgabe der dargestellten Strukturen, wurde auf den homogenen Untergrund (Plexiglasplatten) zurückgegangen. Zusätzlich wurden Kugeln bis 24 mm $\emptyset$ eingebracht. Dabei ergab sich die Erkennbarkeitsgrenze zwischen 2 und 3 mm $\emptyset$.

- 10) Bei Darstellung der Polystyrolkugeln von 0,7 bis 4 mm bei homogenem Untergrund und vor dem inhomogenen Hintergrund des Lungenpräparates ergab sich eine Erkennbarkeitsgrenze zwischen 1,5 und 2,5 mm ϕ . Dabei war es weniger von Belang, ob die Größenreihe der Kugeln von medial nach lateral oder von lateral nach medial anstieg. Die Kugeln waren dabei lateral vom Hilus, in einer Entfernung von 2 - 3 cm gelagert.
- 11) Je nach Technik (Änderung der Folie, des Brennflecks, der Filmunterlage, der Strahlenqualität und des Focus-Objektabstandes) kam von allen Betrachtern die Angabe:
"Besseres Erkennen". Hierbei konnte interessanterweise keine Verschiebung der Erkennbarkeitsgrenze der Details in Richtung des kleineren Durchmessers und damit des geringeren Kontrastes festgestellt werden.

3. E r g e b n i s s e

3.1 Ü b e r s i c h t

Um die Übersicht bei der Besprechung der Ergebnisse zu erhalten, werden diese in Teilabschnitten besprochen. Zunächst sollen diejenigen Ergebnisse zusammengestellt werden, welche für die Berechnung der Darstellbarkeit von Details im Strahlenbild erforderlich waren. Diese werden nunmehr ohne weitere Diskussion dargelegt. Anschließend werden die Ergebnisse der Berechnung der Darstellbarkeit von Details im Strahlenbild und hieran die Ergebnisse der Berechnung der Darstellbarkeit im Schwärzungsbild vorgelegt. Im Anschluß wird eine Verknüpfung der Ergebnisse bei der Berechnung der Darstellbarkeit, mit den bei der objektiven und subjektiven Auswertung gewonnenen Ergebnissen unternommen.

3.11 Zusammenfassung der Werte für die Berechnung der Darstellbarkeit im Strahlenbild

1) Werte für die Primärstrahlung:

Spannungen (kV _s) :	60	120
Gesamtfilterung :	3 mm Al	3 mm Al
Spectrale Zusammensetzung :	iso-	iso-
	heterogen	heterogen

2) Meßwerte in der Strahlenbildebene und in der Filmebene

- a) Schwächung der Intensität der Strahlung beim Durchgang durch das Modell auf 8 - 10 % der Intensität an der focusnahen Oberfläche des Modells.

- b) Verhältnis von Primär- zu Streustrahlung
(I_p/I_s) in der Strahlenbildebene, gemessen
in der Dominanten

	Feld 1	Feld 5	Feld 6
Verhältnis	44,2/55,8	40,0/60,0	28,2/71,8
I_p/I_s			

- c) Werte der effektiven Energie

Die effektive Energie der Strahlung in der
Filmebene betrug bei

60 kV_s ohne Raster, hinter 12,1 cm H₂O
38,9 keV

120 kV_s mit Raster, hinter 12,1 cm H₂O
48,5 keV

- d) Aufgrund der inhomogenen Anordnung des Untergrundes am Modell ließ sich kein Bezirk auffinden, welcher den Verhältnissen wie beim homogenen Unter/Hintergrund entsprach. Bei den Intensitäts- und HWD-Messungen in der Strahlenbildebene hatte sich jedoch ein Bezirk ergeben, welcher eine relativ geringe Schwankung der Meßwerte aufwies. Dieser Bezirk fällt mit der von STIEVE (294) ermittelten Dominanten zusammen. Die nicht zu umgehende Schwankung des Untergrundes, d.h. seine Inhomogenität ließ sich jedoch durch bestimmte Maßzahlen ausdrücken. Diese wurden der Berechnung zugrunde gelegt:

- 1) Entsprechend dem schwankenden Verhältnis des Tiefendurchmessers der Weichteile zu dem des Lungenhohlraums am Thorax (siehe Abschnitt 2.24) ergaben sich auf dem Film verschiedene Schwärzungswerte, welche nach Vergleichsaufnahmen mit einem

Wasserkeil entsprechenden Werten gleichgesetzt werden konnten. Diese gingen als Wasseräquivalentwerte in die Berechnung ein:

	Feld 1	Feld 5	Feld 6
Wasser- äquivalentwerte:	10 (12) cm	12 (14) cm	14 (16) cm

Die in Klammern angegebenen Werte beziehen sich auf den Fall, wo das Lungenpräparat in das Modell eingebracht war. Für das Lungenpräparat hatte sich ein Wasseräquivalentwert von 2 cm ergeben.

- 2) Hieraus ergaben sich als weitere Werte für die Berechnung zu jedem Wasseräquivalentwert der Wert einer effektiven Energie:

			Feld 1	Feld 5	Feld 6
Effektive Energie (keV) bei	60 kV _s		37,5(38,5)	38,5(40,0)	40,0(42,0)
	120 kV _s		46,5(48,5)	48,5(50,2)	50,2(52,5)

Die Werte in Klammern beziehen sich wie unter 1) auf den Fall, wo das Lungenpräparat eingebracht war.

- 3) Für die Berechnung der Darstellbarkeit im Primärstrahlenbündel waren noch die Angaben der verwendeten Materialien und zwar ihrer atomaren Zusammensetzung in Gewichtsprozenten, ihrer Dichte, ihres Massenabsorptionskoeffizienten nach VICTOREEN (319), und ihrer jeweiligen Dicke erforderlich.

- 4) Die Berechnung des Strahlenkontrastes in der Primärstrahlung wurde nach

$$I = I_0 e^{-\left(\frac{\mu}{\rho}\right) \rho d} \quad (1)$$

vorgenommen. Bei der Berechnung geht die Inhomogenität über die effektive Energie je Wasseräquivalentwert in den Massenabsorptionskoeffizienten ($\frac{\mu}{\rho}$) ein.

- 5) Für die Berechnung des darstellbaren Strahlenkontrastes in der Gesamtstrahlung mußte die Streustrahlung berücksichtigt werden. Ihre kontrastmindernde Wirkung läßt sich dadurch erklären, daß zu den Dosen der Primärstrahlung in der Strahlenbildebene sich eine ihrem prozentualen Anteil an der mittleren Dosis entsprechende, praktisch gleichbleibende Streustrahlendosis addiert (STIEVE, 298 u. 8, 29, 30, 69, 208, 209, 210, 253, 320, 332, 333, 334). Damit ließ sich der erreichbare Strahlenkontrast für die Gesamtstrahlung in der Filmebene bei Aufnahmen mit 60 kV_s ohne Raster berechnen. Bei Verwendung eines Streustrahlenrasters mußte die Selektivität in die Rechnung mit einbezogen werden. Sie drückt aus, in welcher Weise das Verhältnis von Primär- zu Streustrahlung zugunsten der Primärstrahlung durch den jeweiligen Raster verändert wird. Gleichzeitig war eine Schwächung der Gesamtstrahlung durch den Raster zu berücksichtigen, wobei Primärstrahlung und Streustrahlung unterschiedlich geschwächt werden.

3.12 Ergebnisse der Berechnung der Darstellbarkeit im Strahlenbild

- 3.12.1 In Abb. 57 ist der darstellbare Strahlenkontrast für verschiedene Materialien gegen die effektive Energie aufgetragen. Hierbei zeigt sich die bekannte Erscheinung, daß der erreichbare Strahlenkontrast mit zunehmender Energie geringer wird und daß die Kontrastdifferenzen zwischen den Materialien bei gegebener Dicke ebenfalls geringer

werden. Letzteres läßt sich bei geänderter Darstellung (Abb. 58) besonders deutlich machen, wenn der berechnete Strahlenkontrast gegenüber der Dicke der Materialien aufgetragen wird und als Parameter die einzelnen Materialien gewählt sind. Sehr deutlich zeigt sich, wie mit zunehmender Energie die Kurve immer flacher und damit die Möglichkeit der Unterscheidung des Kontrastes, welcher von den verschiedenen Materialien herrührt, gleiche Dicke vorausgesetzt, immer geringer wird. Dies betrifft die Berechnung des darstellbaren Strahlenkontrastes in der Primärstrahlung.

In Abb. 59 wird der Einfluß der Streustrahlung deutlich. Zunächst soll dies an einem einzelnen Wert, bei 4 mm Dicke und bei homogenem Unter/Hintergrund demonstriert werden. Während der darstellbare Strahlenkontrast in der Primärstrahlung nach Durchgang durch den Streustrahlenraster unverändert bleibt, wird der erreichbare Strahlenkontrast in der Gesamtstrahlung durch den Streustrahlenraster verbessert (siehe Abb. 59, obere und mittlere durchgezogene Kurven). In Abb. 60 sind diese Verhältnisse in erweiterter Form nochmals dargelegt. Es kommt hinzu, daß nicht nur Werte für die Verhältnisse bei homogenem Unter/Hintergrund berücksichtigt sind und damit durch einen bestimmten Wert vertreten werden können, sondern daß die dem inhomogenen Hintergrund entsprechenden Werte in ihrer Schwankung über die Dominante mit einbezogen sind. Hierbei zeigt sich, daß für den darstellbaren Kontrast nicht mehr nur ein einzelner Wert angegeben werden kann, sondern ein Wertebereich anzugeben ist (Abb. 60).

Primär Strahlenkontrast

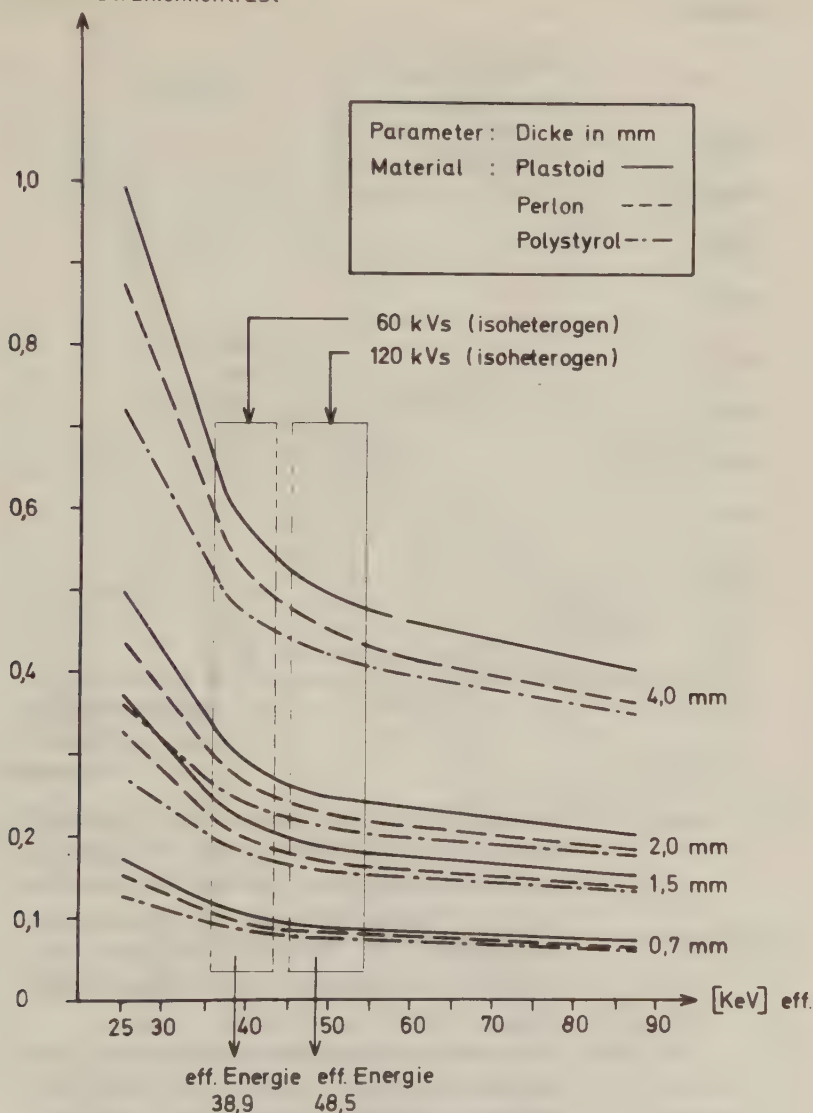


Abb. 57 : Der darstellbare Strahlenkontrast bei inhomogenem Untergrund, aufgetragen gegen die effektive Energie. Die Bereiche, welche bei verschiedenen Scheitelspannungen erfasst werden, sind besonders gekennzeichnet. Diese liegen für 60 kV_s und 120 kV_s am Übergang vom hohen zum niedrigen Kontrast.

Kontrast

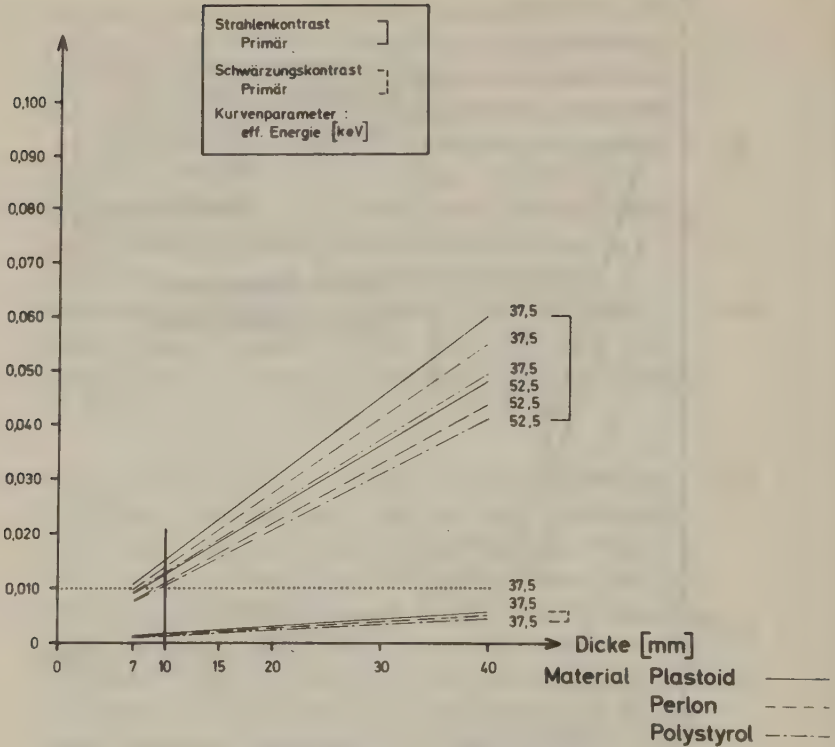


Abb. 58 : Beispiele für den darstellbaren Strahlenkontrast (obere Kurvenschar) und für den Schwärzungskontrast (untere Kurvenschar) in der Primärstrahlung, bei inhomogenem Untergrund; der Kontrast ist gegen die Dicke der verwendeten Substanzen aufgetragen.

Die quer punktiert angelegte Kurve entspricht der physiologisch-optisch von RÖHLER bestimmten Grenze der Detailerkennbarkeit bei der hier gegebenen Umgebungsleuchtdichte im Röntgenbild.

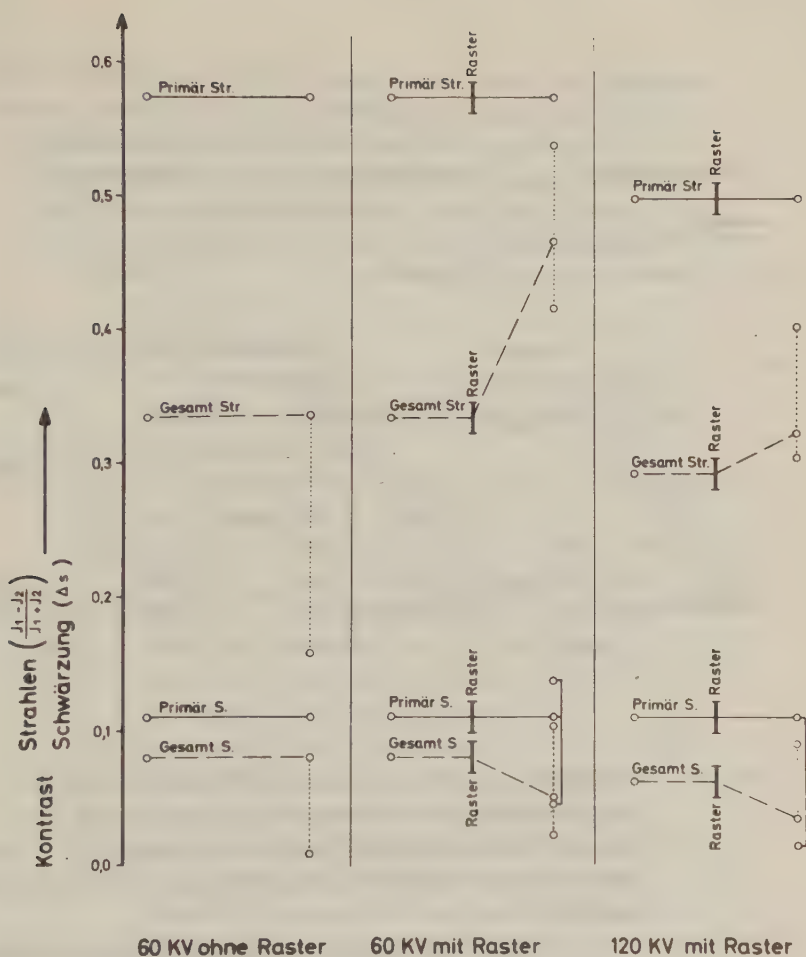


Abb. 59 : Übersichtsskizze: Es soll die Beeinflussung des darstellbaren Strahlen- und Schwärzungskontrastes durch den Raster und durch den inhomogenen Untergrund verdeutlicht werden. Die Ausgangswerte, jeweils links im Bild, entsprechen einem Mittelwert bei Mittelung über die Dominante.

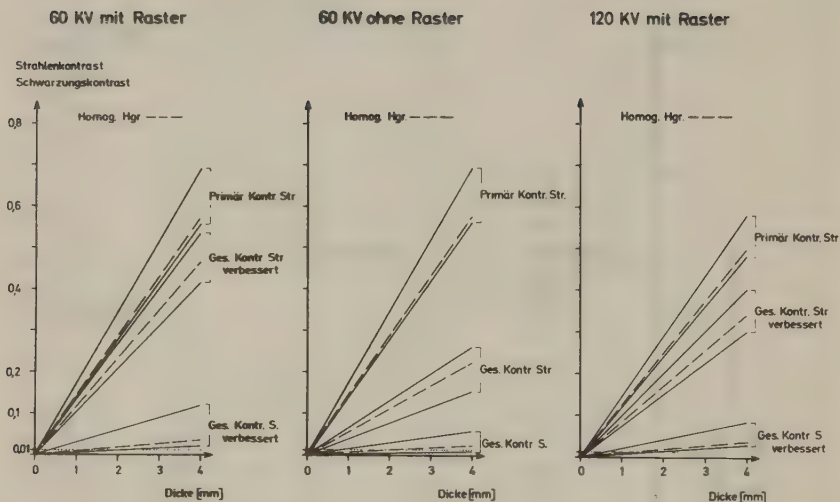


Abb. 60 : Diagramm zur Darstellung der Wertebereiche für den Strahlen- und Schwärzungskontrast für gegebene Absorberstufen (auf der Abszisse als Dicken der Substanz Plastoid aufgetragen). Berücksichtigt sind:

- Die Darstellbarkeit im Primärstrahlenkontrast.
- Die Darstellbarkeit im Gesamtstrahlenkontrast, ohne und mit Verwendung eines Streustrahlenrasters.
- Die Darstellbarkeit im Schwärzungskontrast in der Gesamtstrahlung, ohne und mit Verwendung eines Streustrahlenrasters.

Es sind der Wert für die Darstellbarkeit bei homogenem Unter/Hintergrund (Homog. Hgr.---) und die Wertebereiche bei inhomogenem Untergrund (durchgezogene Kurven) berücksichtigt.

.....Physiologisch-optische Erkennbarkeitsgrenze.

In den genannten Abbildungen sind diese Verhältnisse für den Kontrast in der Primärstrahlung wie in der Gesamtstrahlung aufgeführt und als Beispiele

die Weichstrahltechnik mit 60 kV_s, ohne Raster,
die Weichstrahltechnik mit 60 kV_s, mit Raster und
die Hartstrahltechnik mit 120 kV_s, mit Raster
gewählt worden.

3.12.2 Zusammenfassung

- 1) Mit zunehmender Energie wird der darstellbare Strahlenkontrast in der Primärstrahlung geringer.
- 2) Mit zunehmender Energie wird der durch verschiedene Materialien und durch verschiedene Dicken erreichbare Strahlenkontrast immer weniger unterscheidbar, d.h. bei Darstellung des erreichbaren Strahlenkontrastes gegen die Dicke mit der effektiven Energie als Parameter wird die Kurve immer flacher.
- 3) Der darstellbare Strahlenkontrast in der Primärstrahlung wird durch den Streustrahlenraster nicht beeinflusst.
- 4) Der darstellbare Strahlenkontrast in der Gesamtstrahlung wird durch die Streustrahlung gegenüber dem Kontrast in der Primärstrahlung herabgesetzt.
- 5) Durch Verwendung eines Streustrahlenrasters kann der darstellbare Kontrast in der Gesamtstrahlung den Kontrast in der Primärstrahlung angenähert werden.
- 6) Bei inhomogenem Untergrund kann für den darstellbaren Kontrast sowohl in der Primärstrahlung wie in der Gesamtstrahlung

nicht mehr nur ein Wert, vielmehr muß ein Wertebereich angegeben werden. So kann z.B. eine bestimmte Absorberstufe auf ein und derselben Aufnahme durch verschiedene Werte im Strahlenkontrast dargestellt werden.

3.13 Ergebnisse der Berechnung der D a r s t e l l - b a r k e i t i m S c h w ä r z u n g s b i l d

Nach Berechnung des Strahlenkontrastes wurde der S c h w ä r z u n g s k o n t r a s t über die G r a d a t i o n s k u r v e der F i l m - F o l i e n - K o m b i n a t i o n ermittelt. Da der Strahlenkontrast durch das Verhältnis von der Differenz zur S u m m e der den Kontrast bedingenden Intensitäten dargestellt wird und dieses Verhältnis nicht als physikalische Größe übertragen werden kann, war es zur Ermittlung des Schwärzungs- kontrastes notwendig, auf die Intensitätswerte im einzelnen, bzw. deren Differenz zurückzugehen und über die Gradationskurve der Film-Folien-Kombination den einem Intensitätswert zukommenden Schwärzungswert zu ermitteln. Der Schwärzungskontrast ergibt sich dann aus der Differenz der Schwärzungswerte.

3.13.1 Besprechung der Ergebnisse

- 1) In Abb. 58 wird deutlich, daß entsprechend der Angabe des Strahlen- und Schwärzungscontrastes in einer dimensionslosen Größe
 - a) die Kurven für den Schwärzungscontrast wesentlich flacher verlaufen als für den Strahlencontrast, und
 - b) die Werte für den Schwärzungscontrast deutlich niedriger liegen.

Letzteres muß jedoch keine absolut geringere Darstellbarkeit im Schwärzungscontrast bedeuten, da die Definition des Contrastes für den Strahlencontrast $(I_1 - I_2)$ anders lautet, als für den

$$\frac{I_1 + I_2}{I_1 + I_2}$$

Schwärzungscontrast (ΔS ; $S = \log \left(\frac{I_0}{I_1} \right)$).

Normiert man den Strahlencontrast und den Schwärzungscontrast jeweils auf eines der verwendeten drei Materialien (Plastoid, Perlon, Polystyrol), so zeigt sich, daß die Contrastwerte in beiden Fällen nicht mehr als $\pm 10\%$ vom mittleren Wert abweichen.

- 2) Auch der Schwärzungscontrast einer bestimmten Absorberstufe kann beim inhomogenen Untergrund verschiedene Werte annehmen (Abb. 60 - 63). Die Einteilung der Diagramme in Abb. 61 - 63 erlaubt an sich bei den untersten Kurven für den Schwärzungscontrast nur die Darstellung je eines Wertes für eine bestimmte effektive Energie. Zur Verdeutlichung, daß der Contrast für ein- und dieselbe Absorberstufe durch den inhomogenen Untergrund verschiedene Werte im Bereich einer bestimmten Energie annehmen kann, wurden weitere berechnete Schwärzungscontrastwerte eingezeichnet. Ihre nur bedingte graphische Darstellbarkeit ist dadurch gekennzeichnet, daß dieser Bereich durch strichpunktierte Züge hervorgehoben ist.

- 3) Die Zusammenstellung der Darstellbarkeit im Strahlen- und Schwärzungs-kontrast in den Abb. 61 - 63 verdeutlicht ebenso wie Abb. 59 (unterster Kurvenzug, Mitte und rechts), daß bei Verwendung eines Streustrahlenrasters gegenüber dem Wert ohne Raster der Schwärzungs-kontrast bei Darstellung bei homogenem wie bei inhomogenem Untergrund vermindert werden kann.
- 4) Es ist möglich, daß ein für eine bestimmte Absorberstufe berechneter Kontrast in der Primärstrahlung einen nicht mehr erkennbaren Schwärzungs-kontrast liefert. Die Darstellung dieser Absorberstufe in der Gesamtstrahlung ist jedoch bei noch erkennbarem Kontrast im Schwärzungs-bild möglich.
- 5) Eine bestimmte Absorberstufe kann schon bei Darstellung bei homogenem Hintergrund zwei Werte im Schwärzungs-kontrast annehmen.

Die unter 2) - 5) gemachten Beobachtungen lassen sich durch dieselbe Abhängigkeit beschreiben. Diese Abhängigkeit wird gerade bei Darstellung bei inhomogenem Untergrund besonders deutlich und wesentlich. Sie bedarf einer eingehenderen Schilderung:

Die Übertragung des Strahlenkontrastes in den Schwärzungs-kontrast erfolgt physikalisch, wie erwähnt, über die Strahlendosen und deren Differenz. Die resultierenden Schwärzungsdifferenzen, als Schwärzungs-kontrast definiert, können nun bei gleicher Strahlendosendifferenz eine unterschiedliche Größe aufweisen.

Bei inhomogenem Untergrund können schon für eine bestimmte Absorberstufe verschiedene Strahlendosendifferenzen resultieren.

Letzterer Umstand sei zuerst beschrieben, da bei den hier angestellten Betrachtungen immer die Folge in der Entstehung und Wiedergabe des Röntgenbildes im Mittelpunkt steht:

Wie Abb. 64 (untere Kurve) zeigt, ist die durch eine bestimmte Absorberstufe bedingte Differenz der Strahlendosen von der absoluten Dosishöhe infolge eines einfachen rechnerischen Zusammenhangs linear abhängig. Dieser Zusammenhang tritt auch dann in Erscheinung, wenn, wie bei Darstellung bei inhomogenem Untergrund, einer bestimmten Absorberstufe Strahlendosen in verschiedener Höhe angeboten werden.

Wie in Abb. 65 (unteres Diagramm), in Gegenüberstellung zur Gradationskurve gezeigt wird, wird ein- und dieselbe Differenz von Strahlendosen über die Gradationskurve (oberer Teil in Abb. 65) in verschiedenen Schwärzungsdifferenzen (Ordinate) wiedergegeben. Dieser Fall tritt schon bei Darstellung bei homogenem Hintergrund ein und bedingt, daß einer bestimmten Absorberstufe zwei Schwärzungsdifferenzen im Bild entsprechen können. Tritt bei Darstellung bei inhomogenem Untergrund hinzu, daß schon vom Strahlenbild her Dosisdifferenzen in verschiedener Größe für ein und dieselbe Absorberstufe angeboten werden, so wird die Anzahl der durch eine bestimmte Absorberstufe hervorgerufenen Schwärzungsdifferenzen noch erhöht.

Die Erklärung für eine mögliche schlechtere Darstellung des Strahlenkontrastes in der Primärstrahlung im Schwärzungsbild als in der Gesamtstrahlung, bei jeweils gleicher Absorberstufe, läßt sich folgendermaßen geben:

Die der Absorberstufe entsprechenden Strahlendosen

sind zu gering, um entsprechend der Empfindlichkeit der Filmemulsion einen ausreichenden Schwärzungs-
kontrast hervorzurufen. Durch die Erhöhung der
Strahlendosen durch die hinzutretende Streustrahlung
können erstere in den darstellbaren Bereich ange-
hoben werden. Die Differenz der Strahlendosen wird
dabei dieselbe bleiben, was zwar eine Verschlechterung
des Strahlenkontrastes der Definition nach bewirkt,
jedoch eine Darstellbarkeit im Schwärzungsbild noch
erreichen läßt (68, 281).

3.13.2 Zusammenfassung

Bei Berechnung der Darstellbarkeit im Schwärzungsbild
ergibt sich:

- 1) Das Verhältnis der Kontrastwerte für ver-
schiedene Substanzen bei gegebener Dicke
zeigt im Schwärzungsbild dasselbe Verhalten
wie im Strahlenbild.
- 2) Im Schwärzungsbild tritt für eine bestimmte
Absorberstufe eine weitere Streuung der Werte,
welche der Kontrast annehmen kann, auf. Hier-
für wurde eine eingehende Erklärung gegeben.
- 3) In Abb. 58 u. 60 ist nach RÖHLER (223) die Grenze
für die Erkennbarkeit von Details unter optimalen
Betrachtungsbedingungen waagerecht punktiert
eingezeichnet, wobei die Bestimmung der Um-
feldleuchtdichte während der Untersuchungen
die Auswahl der entsprechenden Werte aus dieser
Darstellung erlaubte.

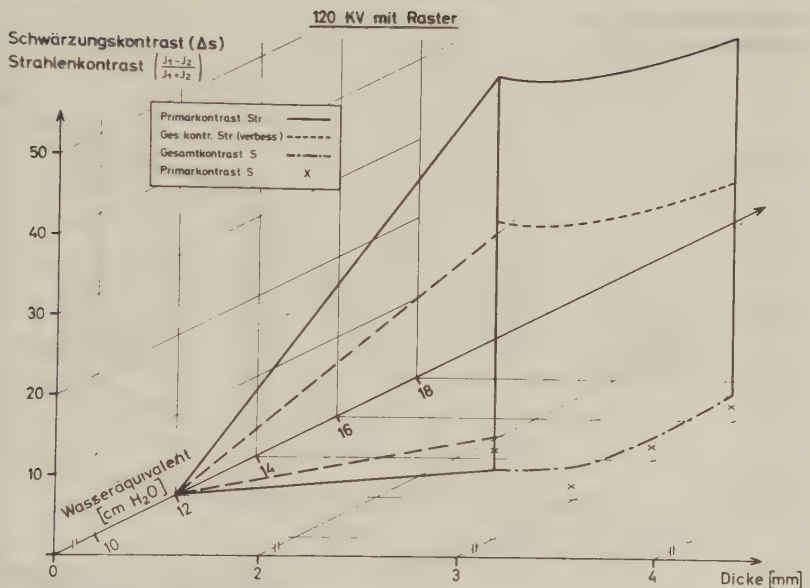


Abb. 61 : Dreidimensionales Diagramm für den darstellbaren Strahlenkontrast in der Primärstrahlung (obere Kurve im "Keil"), in der Gesamtstrahlung (mittlere Kurve im "Keil") und im Schwärzungskontrast in der Gesamtstrahlung (untere Kurve im "Keil").

Für den eingezeichneten, schwach konturierten Bereich bei der unteren Kurve siehe die Erklärung im Text (Seite 139, Abschnitt 2, Kap. 3.13.1). Die durch Kreuze gekennzeichneten Werte entsprechen dem darstellbaren Schwärzungskontrast in der Primärstrahlung. Parameter: 120 kV_s, mit Raster.

60 KV ohne Raster

Schwärzungscontrast (Δs)

Strahlencontrast ($\frac{J_1 - J_2}{J_1 + J_2}$)

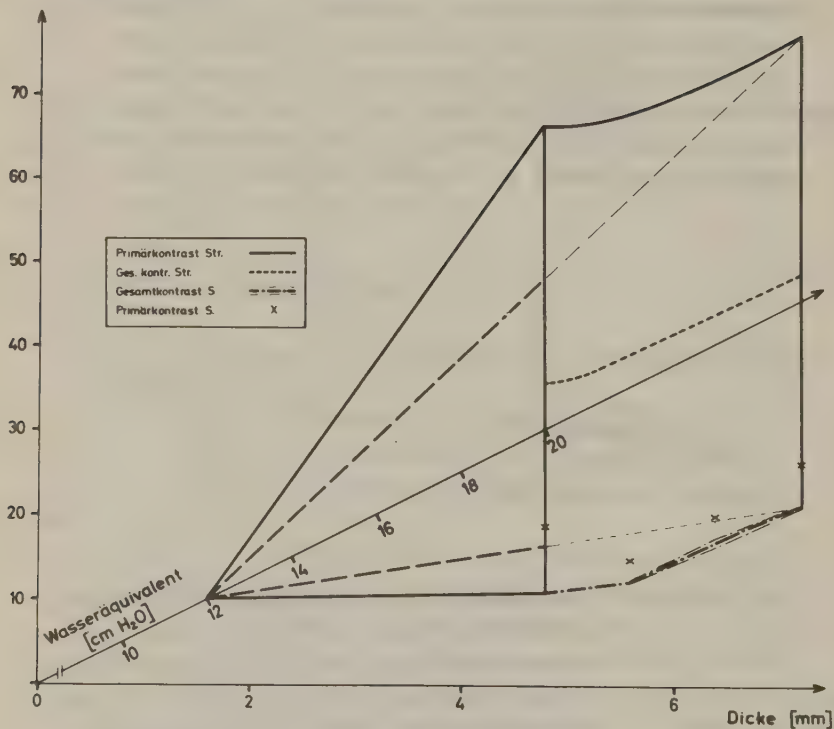


Abb. 62 : Darstellung wie bei Abb. 61.

Parameter: 60 kV_S, ohne Raster.

60 KV mit Raster

Schwärzungskontrast (Δs)

Strahlenkontrast ($\frac{J_1 - J_2}{J_1 + J_2}$)

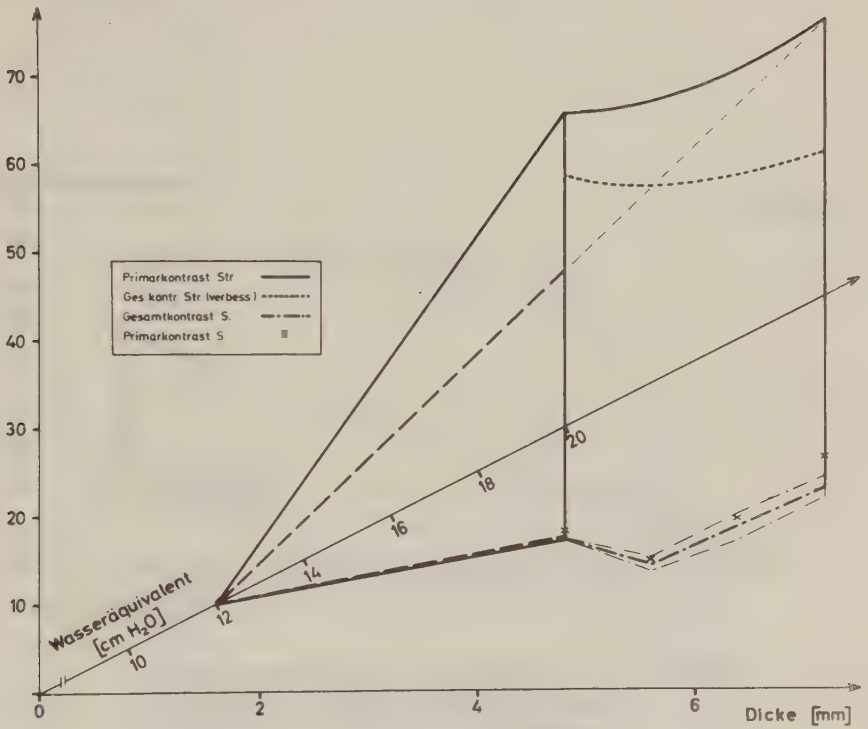


Abb. 63 : Darstellung wie Abb. 61.

Parameter: 60 kV_s, mit Raster.

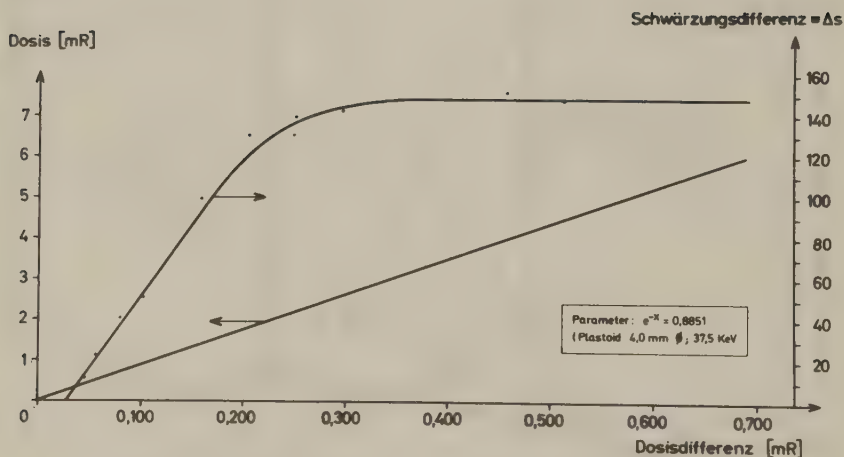


Abb. 64 : Der Einfluß der Strahlendosishöhe
auf den darstellbaren Schwärzungs-
kontrast:

Untere Kurve: Linearer Zusammenhang
zwischen Dosisdifferenz
und Dosishöhe.

Obere Kurve: Zusammenhang zwischen
der Differenz der
Strahlendosen und der
Differenz der Schwär-
zungen.

Parameter: Absorptionskoeffizient
für Plastoid, 4 mm Ø,
bei einer effektiven
Energie von 37,5 keV.

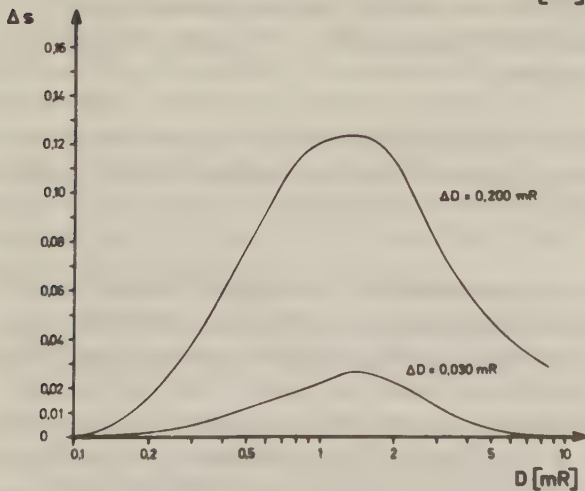
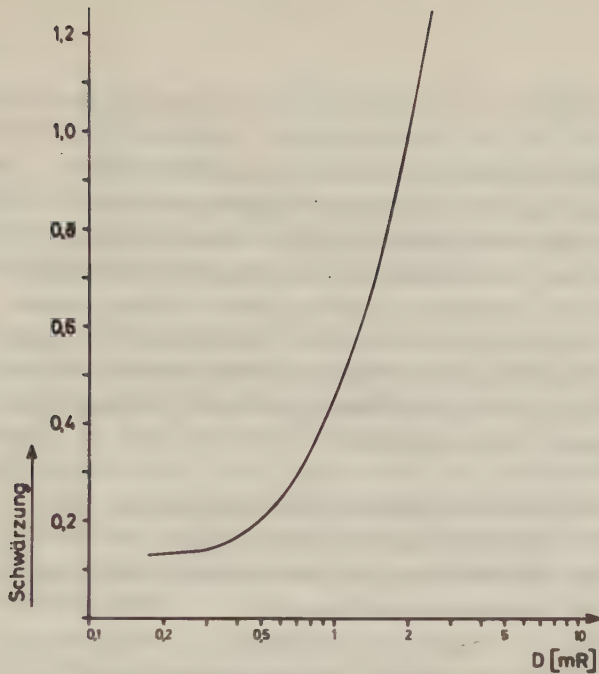


Abb. 65 : Oberer Teil: Gradationskurve für die
Film-Folien-Kombination
817 TA/ADOX-DU PONT-
Rubinfolie (Siemens-AG.)

Unterer Teil: Zusammenhang zwischen
der Differenz der Strahlen-
dosen und der Differenz der
Schwärzungen.

3.2 Vergleich der Ergebnisse

In diesem Abschnitt sollen die Ergebnisse der Berechnung der Darstellbarkeit von Details im Strahlen- und im Schwärzungsbild, sowie die Ergebnisse der objektiven und subjektiven Auswertung vergleichend betrachtet werden. Dabei ist zu untersuchen, inwieweit die einzelnen Ergebnisse in Bezug auf die Ermittlung des Grenzbereichs der Darstellbarkeit bei inhomogenem Untergrund und inhomogenem Hintergrund übereinstimmen.

Hierzu werden die Ergebnisse der subjektiven Auswertung in den Mittelpunkt gestellt und

- 1) mit den Berechnungen des darstellbaren Strahlen- und Schwärzungscontrastes,
- 2) mit den objektiven Messungen des Schwärzungscontrastes und der Umgebungsschwärzung,
- 3) mit den Ergebnissen der Frequenzanalyse verglichen.

Damit werden wieder Kontrast und Schärfe, bzw. Unschärfe als Meßwerte, welche objektiv faßbar sind, behandelt.

3.21 Bei Untersuchung der gefragten Details bei inhomogenem Untergrund und inhomogenem Hintergrund zeigte sich eine Grenze der Erkennbarkeit der Drähte in dem Bereich zwischen 1,7 und 2,0 mm $\emptyset$. Bei den Kugeln liegt die Grenze des Erkennbarkeitsbereiches zwischen 4 und 5 mm $\emptyset$. Die Berechnung der Darstellbarkeit der gefragten Details im Schwärzungsbild ergab einen Grenzbereich der Darstellbarkeit bei ca. 0,9 bis 1,5 mm $\emptyset$. Hier sind Details aus verschiedenen Materialien (Plastoid mit der Dichte 1,18, Perlon mit der Dichte 1,14, Polystyrol mit der Dichte 1,05) im

Schwärzungskontrast um einen Betrag von 10 % voneinander unterschieden. Einschränkend ist zu bemerken, daß die Dickenunterschiede eines bestimmten Materials im Schwärzungskontrast erst ab ca. 4 mm darstellbar werden, wenn man eine Differenz des Schwärzungskontrastes von 10 % fordert.

Wird die Darstellung von RÖHLER bezüglich des Einflusses der Leuchtdichte am Schaukasten, bzw. der Umgebungsleuchtdichte der gefragten Details, berücksichtigt, so sind bei der hier ermittelten Umgebungsleuchtdichte von 3 000 cd/mm die im Bereich von 1,0 bis 1,5 mm im Schwärzungsbild als darstellbar berechneten Details physiologisch-optisch ebenfalls erkennbar. Dies bezieht sich auf den homogenen Unter/Hintergrund.

Somit ergibt sich, daß die Berechnung der Darstellbarkeit von Details, welche nur für den homogenen Unter/Hintergrund möglich war, mit denjenigen Ergebnissen der subjektiven Auswertung übereinstimmen, von welchen für die Ermittlung der Erkennbarkeitsgrenze bei inhomogenem Untergrund und bei inhomogenem Hintergrund ausgegangen worden war. Letztere weicht deutlich in Richtung größerer Durchmesser ab, was eine Einschränkung der Erkennbarkeit bedeutet.

3.22 Subjektive Auswertung und objektive Messung von Detailkontrast und Umgebungsschwärzung (S_U)

Dieser Vergleich bestätigt, daß die Erkennbarkeitsgrenze bei inhomogenem Untergrund in Richtung größerer Durchmesser der Details angehoben wird und diese Anhebung mit der Umgebungsschwärzung (Abb. 66) parallel geht. Der Beweis läßt sich jedoch nur dann führen, wenn der gemessene Detailkontrast pro Absorberstufe auf die jeweilige Umgebungsschwärzung bezogen wird. Hierbei geht die Abnahme des Detailkontrastes parallel mit der Abnahme der Umgebungsschwärzung. So lag bei der Messung der Detailkontrast

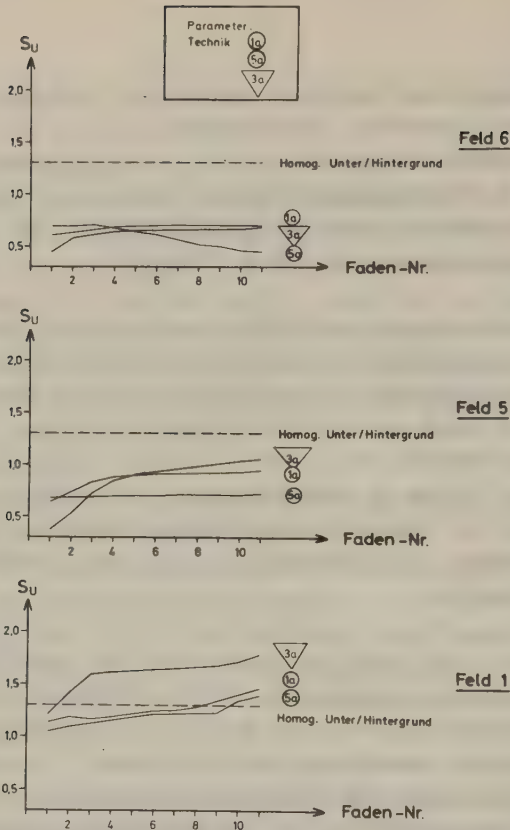


Abb. 66 : Diagramm zur Darstellung der Umgebungsschwärzung in den ausgewerteten Feldern 1, 5 und 6 der Dominanten. Die Umgebungsschwärzung ist gegen die Draht-Nr. bzw. Faden-Nr. in den 3 Feldern aufgetragen.

Parameter: Gestrichelter Kurvenzug: Umgebungsschwärzung (S_U) bei Darstellung der Drähte bei homogenem Unter/Hintergrund.

Durchgezogene Kurven: Aufnahmetechnik unter variierten Bedingungen:

- 1a 60 kV, feinzeichnende Folie, ohne Raster,
- 3a 60 kV, feinzeichnende, höher verstärkende Folie, mit Raster,
- 5a 120 kV, feinzeichnende Folie, mit Raster.

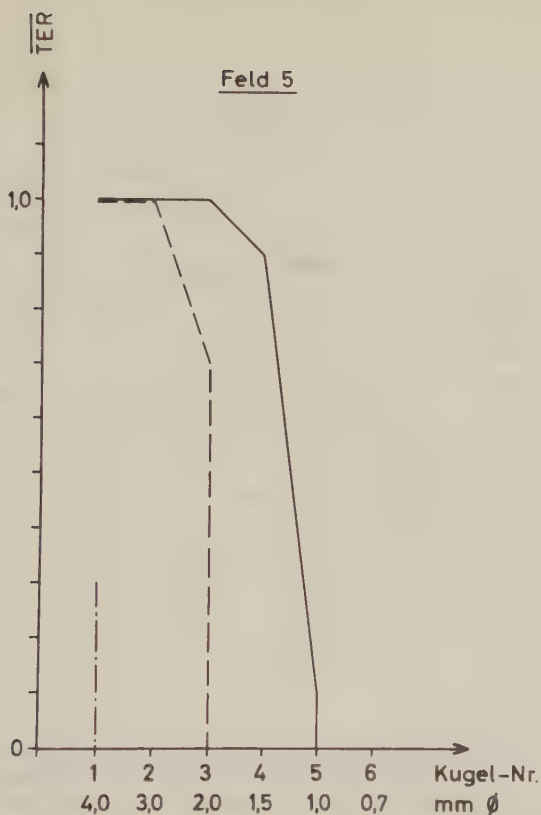


Abb. 67 : Diagramm zur Demonstration der Einschränkung der Detailerkennbarkeit durch den inhomogenen Untergrund und den inhomogenen Hintergrund. Die mittlere Teilerkennungsrate ist gegen die Draht-Nr. aufgetragen.

Durchgezogene Kurve: Hüllkurve für die mittleren Teilerkennungsrate bei homogenem Unter-/Hintergrund.

Gestrichelte Kurve: Hüllkurve für die mittleren Teilerkennungsrate bei inhomogenem Untergrund.

Strichpunktierte Kurve: Hüllkurve für die mittleren Teilerkennungsrate bei inhomogenem Untergrund und inhomogenem Hintergrund.

Aufzeichnung für das Feld 5 der Dominanten.

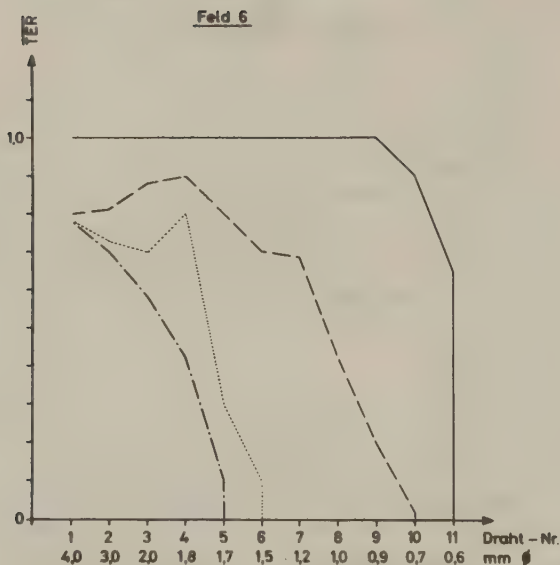


Abb. 68 : Diagramm wie Abb. 67, für Feld 6 der Dominanten

Der zusätzliche, gepunktete Kurvenzug gibt die Erkennungsrate bei aufgeblendetem Feld mit der Möglichkeit der Korrelation wieder. Die Grenze liegt zwischen 1,7 mm und 1,8 mm Ø.

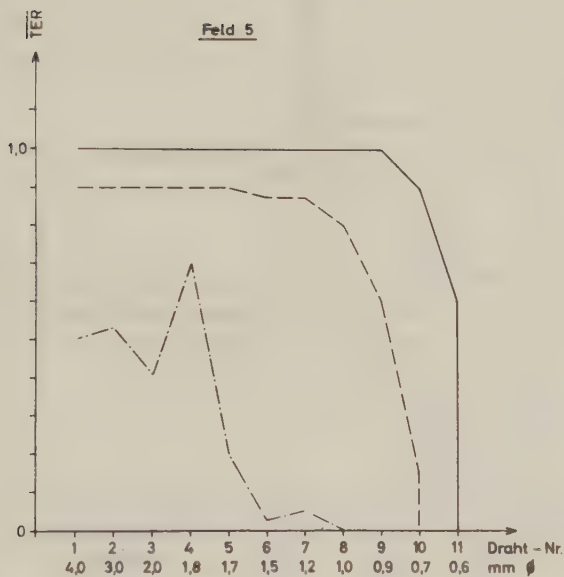


Abb. 69 : Diagramm wie Abb. 67 und 68, für das Feld 5 der Dominanten bei Darstellung der Polystyrolkugeln von 0,7 - 4 mm ø.

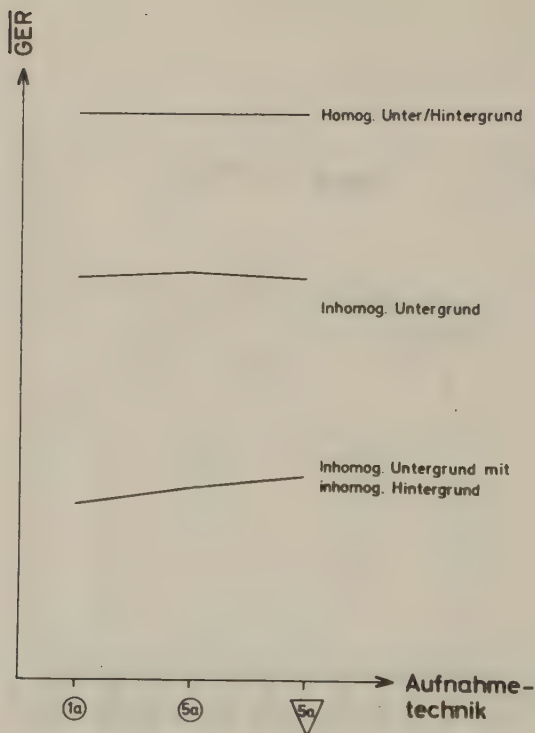


Abb. 70 : Diagramm zur Demonstration der Abnahme der mittleren Gesamterkennungsrate bei inhomogenem Untergrund und inhomogenem Untergrund mit inhomogenem Hintergrund. Die mittlere Gesamterkennungsrate ist gegen drei verschiedene Aufnahmetechniken aufgetragen. Es zeigt sich, daß die mittlere Gesamterkennungsrate, welche als Gütemaß angesehen werden kann, von der Technik im wesentlichen unabhängig ist.

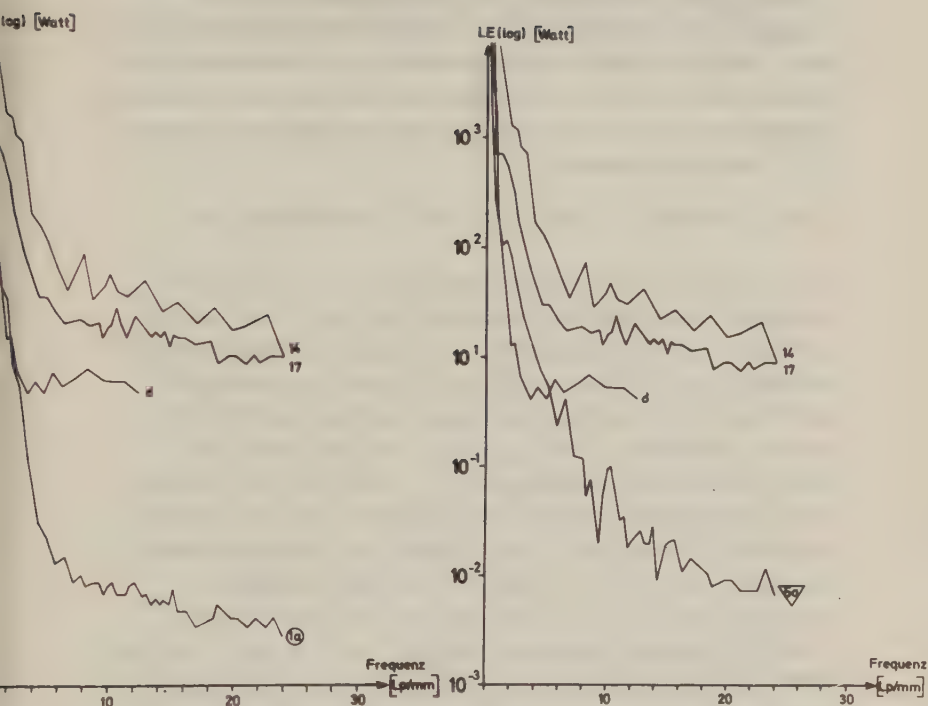


Abb. 71 : Gegenüberstellung zweier Frequenzspektrogramme.

1a 60 kV, feinzeichnende Folie, ohne Raster.

5a 120 kV, feinzeichnende und höher verstärkende Folie, mit Raster.

Es ergibt sich ein Frequenzzuwachs bei $\nabla 5a$ gegenüber $\textcircled{1a}$, sowie eine verstärkte Modulation. Die Kurve weist den typischen, stetigen Abfall in Richtung höherer Frequenzen auf. Die mittlere Gesamterkennungsrate läßt keinen solchen Unterschied erkennen.

für den Perlondraht 1 mm $\emptyset$ bei der Umgebungsschwärzung von 1,3 bei homogenem Unter/Hintergrund bei 0,1, dem höchsten erreichten Kontrast, und fiel auf 0,04, bei der Umgebungsschwärzung 0,38, diesmal bei inhomogenem Untergrund. Bei Hinzunahme des inhomogenen Hintergrundes war diese Bestimmung nicht mehr möglich, auch nicht notwendig, da derselbe Zusammenhang schon bei inhomogenem Untergrund bestätigt werden konnte, wie er in den Abschnitten 3.12 und 3.13 dargelegt wurde.

3.23 Subjektive Auswertung und Frequenzanalyse

Bei Vergleich der Ergebnisse läßt sich kein eindeutiger Zusammenhang zwischen der Lage des Grenzbereichs der Erkennbarkeit und den Frequenzspektrogrammen herstellen. Auch bei Zunahme des Anteils an höheren Frequenzen im Spektrogramm ergibt sich keine verwertbare Verlagerung des Grenzbereichs der subjektiven Erkennbarkeit, etwa nach geringeren Detaildurchmessern hin. Die Zunahme von Frequenzen im Spektrogramm läßt sich jedoch in Übereinstimmung bringen mit dem Eindruck des "besseren Sehens", welcher von allen 10 Beobachtern bei derjenigen Darstellungsart angegeben wurde, bei welcher im Frequenzspektrogramm ein Frequenzzuwachs zu vermerken ist. Es handelt sich um die Darstellung mit einer feinzeichnenden Folie mit hohem Auflösungsvermögen und höherem Verstärkungsfaktor. Dies äußert sich im Frequenzspektrogramm (Abb. 71) durch eine Frequenzzunahme im Bereich niederer Frequenzen und durch eine deutlichere Modulation der Spektralkurve im Bereich mittlerer und höherer Frequenzen. Die Modulation geht in Richtung des Erscheinungsbildes von vielfachen Gitteranordnungen, bei gleichzeitiger Erhöhung des Anteils der Frequenzen im Gebiet der verstärkten Modulation.

Hieraus läßt sich schließen, daß eine im Frequenzspektrogramm nachweisbare Verbesserung der Schärfe (siehe Abschnitt 2.27.13.4) bei Darstellung von

Details mit geringem Kontrast und extrem flachem Übergang von der Detailschwärzung zur Umgebungsschwärzung keine Bedeutung für die Erkennbarkeit des Grenzbe-
reichs hat, wohl aber für den subjektiven Eindruck.

3.3 D i s k u s s i o n

Wegen der relativ großen Anzahl von Diskussionspunkten wurde die Diskussion nicht in einem Abschnitt zusammengefaßt, sondern gesondert bei den einzelnen Abschnitten geführt.

Ergänzend soll hier noch besprochen werden:

- 1) FRIK, NELSON u.a. erwähnen ausdrücklich, daß an sich Untersuchungen zur Detailerkennbarkeit wegen der sonst nur schwer faßbaren Verhältnisse nur bei homogenem Untergrund und bei stark schematisierten Anordnungen durchgeführt werden sollen. Dem soll hier nicht widersprochen werden. Die Untersuchungen am inhomogenen Untergrund und inhomogenen Hintergrund waren hier nur möglich, da das Modell entsprechend seinem Aufbau in U n t e r - g r u n d , H i n t e r g r u n d und g e - f r a g t e D e t a i l s in den Teilgliedern darstellbar und zu untersuchen war. Nachdem die Grundlage für die Berechnung des darstellbaren Strahlen- und Schwärzungscontrastes erarbeitet und gegeben waren, konnten diese Berechnungen, wieder auf dem Weg über die Teilglieder, durchgeführt werden.
- 2) Die gefundenen Ergebnisse bezüglich des Grenzbereichs für die Detailerkennbarkeit bei homogenem Untergrund, welche den Ausgangswert für die weiteren Untersuchungen darstellten, stimmen mit den von REISS ermittelten Ergebnissen überein. REISS gibt für das Verschwinden eines Details im Untergrund eine Funktion, die Wahrscheinlichkeit der Entdeckung, an. Seine Angaben beziehen sich auf die mit 50 % Wahrscheinlichkeit von 10 Beobachtern erkannten Details.

3) Die Frequenzanalyse bot die Möglichkeit, subjektiv gewonnene Ergebnisse objektivieren zu können; wenn auch auf nur sehr spezielle Weise. Der Weg der mathematischen Analyse der Photometerkurve ist auf dem Gebiet des Röntgenfernsehens schon beschriftet worden (PFEILER, REIS und SCHOTT, 198; LISSNER, 151, 152). Bei dieser Methode werden sämtliche physikalischen Bedingungen ebenso in die Analyse mit einbezogen, so vor allem die Streulichtfunktion, wie bei der lichtoptischen Frequenzanalyse. Hier läßt sich die Streulichtfunktion z.Z. ebenfalls nicht exakt bestimmen und eliminieren, sie ließ sich jedoch schätzen. Voraussetzung hierfür ist wieder die Möglichkeit der Erfassung der Teilglieder, diesmal des Aufnahmемaterials. Wenn sich die Streulichtfunktion der Emulsion und des Filmträgers gesondert bestimmen lassen, ist es möglich erstere zu schätzen und bei der Gesamtdarstellung zu berücksichtigen. Die lichtoptische Frequenzanalyse wurde erstmals durch den Verfasser in Zusammenarbeit mit BOSECK (BOSECK und KRIEG, 36) in der klinischen Radiologie angewendet.

Die mathematische Analyse der Photometerkurve und die lichtoptische Frequenzanalyse unterscheiden sich in ihrer Leistungsfähigkeit in bestimmten Frequenzbereichen.

So liefert die mathematische Analyse der Photometerkurve vor allem im Gebiet der Frequenzen bis ca. 3 Lp/mm gute Ergebnisse. Bei höheren

Frequenzen tritt der Nachteil bei der Photometerkurve hervor, daß der wenig differente Übergang von einem Intensitätsniveau zum anderen nicht so exakt wiedergegeben wird, daß er deutlich bei der Analyse erfaßt werden kann. Hier ist die lichtoptische Frequenzanalyse überlegen, wo auch hochfrequente Oberwellen noch in genügender, d.h. meßbarer Intensität in Erscheinung treten. Die lichtoptische Frequenzanalyse hat im Bereich von 2 Lp/mm ihre Grenze, welche nach den niedrigeren Frequenzen hin nicht zu überschreiten ist. Man befindet sich hier meßtechnisch am steilen Übergang von einem sehr hohen zu einem sehr niedrigen Intensitätsniveau (10^1 bis 10^{-7}).

Es läßt sich feststellen, daß hinsichtlich der physikalischen Bedingungen bei beiden beschriebenen Methoden der Frequenzanalyse, was die Streulichtfunktion angeht, die gleichen Schwierigkeiten bestehen und daß diese bei der lichtoptischen Analyse mit vertretbarem Aufwand berücksichtigt werden können. Hinsichtlich des Auflösungsvermögens ist mit der mathematischen Photometerkurvenanalyse im Bereich niederer Frequenzen mehr zu erreichen, während bei der lichtoptischen Analyse im Gebiet höherer und hoher Frequenzen ein besseres Ergebnis zu erzielen ist.

Bei der praktischen Anwendung im radiologischen Bereich ergeben sich für beide Methoden, gerade bei inhomogenem Hintergrund dieselben Schwierigkeiten. Dies liegt darin, daß bei der Messung nicht mehr zwischen Signalen unterschieden werden kann, welche einmal vom inhomogenen Untergrund

und vom inhomogenen Hintergrund herrühren, zum anderen von den gefragten Details. Dies wird noch erschwert dadurch, daß gefragte Details einmal dem Hintergrund zugeschlagen, zum andern selbst angesprochen sein können. So ist es auch bei diesen Methoden nur möglich auf dem Weg von Messungen an Teilgliedern des Objektes und deren gesonderter Bearbeitung, Hintergrund und gefragte Details getrennt untersuchen und untereinander vergleichen zu können.

- 4) Die hier durchgeführten Untersuchungen führten nicht nur zu theoretischen Ergebnissen, sondern lassen auch Schlußfolgerungen für die Praxis zu. So zeigen die Ergebnisse nicht nur, daß für eine bestimmte Absorberstufe, d.h. für ein bestimmtes Objektdetail im Schwärzungsbild verschiedene Bilddetails resultieren können, sondern es wird auch der Bereich angedeutet, in welchem die geringste Schwankungsbreite bei noch differenzierbaren Kontrasten vorliegt. Dieser Bereich wird mit einer effektiven Energie von ca. 50 keV erfaßt.

Die technischen Voraussetzungen hierfür sind bereits gegeben. Es bedarf nur der Möglichkeit, die Darstellung des Röntgenbildes mit isoheterogener Strahlung zu erreichen. Die Verwendung einer isoheterogenen Strahlung wird, zumindest z.Z. für optimal erachtet, da sie die Voraussetzung für eine Standardisierung der Aufnahmebedingungen am Beginn der Entstehungskette des Röntgenbildes bietet. Zumindest wird die isoheterogene Strahlung solange zu fordern sein, bis es gelingt, in der Praxis eine monochromatische Strahlung ausreichender Intensität zur Verfügung zu

haben. Dieses ist z.Z. nicht der Fall. Sofern eine Strahlenquelle monochromatischer Strahlung zur Verfügung steht, wie etwa durch das Nuklid Thulium, liegt die Energie zu hoch, um schwache Kontraste der hier untersuchten Feindetails darstellen zu können. Auch dürfte die Dosisleistung solcher Strahlenquellen immer noch zu gering sein, um die von STIEVE geforderte Schaltzeit für Thoraxaufnahmen von 10 msec zu erreichen. Andererseits liefern Röntgenblitzröhren mit hoher Ausbeute bei extrem kurzer Schaltzeit ein Spektrum, das zumindest zur Zeit einer Analyse nicht zugänglich ist.

Die Vorteile dieser z.Z. in der klinischen Radiologie erreichbaren isoheterogenen Strahlung im Primärstrahlenbündel liegen darin, daß der darstellbare Strahlen- und Schwärzungs- kontrast berechnet werden kann und daß reproduzierbare Verhältnisse geschaffen sind. Die Nachteile mögen in einem erhöhten technischen Aufwand liegen. Der technische Aufwand sollte auch m.E. nur so weit getrieben werden, daß der für die Röntgendarstellung erreichbare Bereich geringster Schwankungsbreite zu erreichen ist. Es sollte nicht versucht werden, etwa noch geringere Kontraste, als bisher möglich, darzustellen. Es kommt vielmehr darauf an, eine fest umrissene Basis für die Darstellung von Details zu haben, gegenüber welcher Abweichungen in der Darstellung dann sicher erkannt werden können. Es sollten die technischen Voraussetzungen, welche erarbeitet sind, so optimal wie möglich gestaltet werden. Es wird für weniger sinnvoll erachtet, etwa die Darstellbarkeitsgrenze bei unter Umständen extrem hohem

Aufwand in Richtung noch feinerer Details weiterrücken zu wollen. Zumal von klinischer Seite hier der Einwurf wohl erlaubt ist, daß bei der Frühdiagnose der Pathologe in den Bereich kommt wo er nicht mehr genau sagen kann, ob die Veränderungen im histologischen Bild schon als pathologisch zu deuten sind oder nicht. Ähnlich würde es sich im Röntgenbild verhalten.

3.4 Zusammenfassung der Ergebnisse und Schlußfolgerungen

Die Untersuchungen zur Prüfung der Darstellbarkeit und Erkennbarkeit von Details bei inhomogenem Untergrund und inhomogenem Hintergrund zeigten:

- 1) Die Untersuchungen konnten nur unter zwei Voraussetzungen durchgeführt werden, welche zunächst noch erarbeitet werden mußten:
 - a) Es waren die Voraussetzungen für die Annahme und Berechnung einer effektiven Energie zu schaffen und mit der effektiven Energie die für monochromatische Strahlung ermittelten Absorptionskoeffizienten zu einer eingehenden Berechnung heranzuziehen.
 - b) Das gewählte Modell mußte in seinen Teiligliedern sowohl hinsichtlich des inhomogenen Untergrundes, wie des inhomogenen Hintergrundes getrennt und schließlich in der Gesamtdarstellung erfaßt und untersucht werden können.

Nachdem dies erreicht war, konnten die Ergebnisse bei der Röntgendarstellung des gesamten Modells mit den gefragten Details durch Messungen und Berechnungen im Verlauf der Entstehung und Wiedergabe des Röntgenbildes ergänzt, belegt und erklärt werden.

- 2) Für die Erkennbarkeit von Details vor inhomogenem Untergrund und inhomogenem Hintergrund konnte ein Grenzbereich ermittelt werden. Dies gelang nur für einen ganz bestimmten, relativ eng begrenzten Bezirk innerhalb der sogenannten Dominanten am Thorax.

- 3) Während der Untersuchung ergab sich, daß auf die Klärung des Einflusses des inhomogenen Untergrundes und Hintergrundes ebensoviel Wert gelegt werden mußte, wie auf die Ermittlung der Erkennbarkeitsgrenze von Details.
- 4) Die Erkennbarkeit von Details nimmt bei Darstellung bei inhomogenem Untergrund gegenüber dem homogenem Unter/Hintergrund für Drähte und Kugeln deutlich ab. Der Grenzbereich liegt für Drähte zwischen 1 mm und 2 mm $\emptyset$, für Kugeln zwischen 1,5 mm und 2 mm $\emptyset$.
- 5) Der Einfluß der Inhomogenität des Hintergrundes verlagert den Grenzbereich der Detailerkennbarkeit noch zusätzlich in Richtung der Verschlechterung. Der Grenzbereich liegt für Drähte bei ca. 2 mm - 2,5 mm $\emptyset$, bei Kugeln zwischen 4 mm und 5 mm $\emptyset$. Beseitigt man den Einfluß der Inhomogenität des Untergrundes, und untersucht die Erkennbarkeit von Kugeln nur bei inhomogenem Hintergrund, so sind Kugeln bis 2 mm $\emptyset$ noch erkennbar. Dieser Wert hängt von der Lage der Kugeln ab. Er wurde bei Lage der Kugeln zwischen dem Hilusgebiet und der Lungenperipherie ermittelt.
- 6) Die Ursache für die Einschränkung der Erkennbarkeit von Details bei inhomogenem Untergrund ließ sich einmal bei der Berechnung der Darstellbarkeit aufzeigen. So bewirkt der nichtlineare Verlauf der Gradationskurve eine starke Abhängigkeit der Darstellung im Schwärzungsbild von der absoluten Dosishöhe. Und diese liegt bei gegebener Belichtung beim inhomogenen Untergrund auch noch über das untersuchte Bildfeld (Dominante) sehr unterschiedlich.

Zum anderen wirkt sich diese Abhängigkeit von Dosis-
höhe und Gradationskurve bei Auswertung des Schwär-
zungsbildes im physiologisch-optisch-psychologischen
Bereich über die Umgebungsschwärzung und den damit
parallel gehenden Detailkontrast aus. Es kann zu ver-
stärkter B l e n d u n g kommen, weshalb diese bei
der Untersuchung besonders berücksichtigt wurde.

Die U r s a c h e für die z u s ä t z l i c h e
E i n s c h r ä n k u n g der E r k e n n b a r -
k e i t durch den inhomogenen H i n t e r g r u n d
ließ sich über den Unterschied der physiologisch-
psychologischen K o r r e l a t i o n s b e -
r e i c h e, ausgedrückt in den 50 %-Grenzerkennungs-
werten für Drähte und Kugeln, teils mit, teils ohne
inhomogenen U n t e r g r u n d klären.

- 7) Der inhomogene Untergrund und der inhomogene Hinter-
grund relativieren die Zuordnung von Objektdetails
zu Bilddetails. Das heißt, einem bestimmten dar-
gestellten Kontrastwert kann kein bestimmtes Ob-
jekt nach Dicke oder Dichte zugeordnet werden, wie
dies bei homogenem Unter/Hintergrund und unter ein-
fachen Versuchsbedingungen noch möglich ist. Für
eine g e g e b e n e A b s o r b e r s t u f e
resultiert nicht mehr nur ein S c h w ä r z u n g s -
w e r t, wie bei homogenem Unter/Hintergrund, sondern
es können mehrere W e r t e, welche in einem
über die M a ß z a h l e n für den inhomogenen
Untergrund bestimmbaren Bereich liegen, resultieren.
- 8) Bei inhomogenem U n t e r g r u n d treten solche
unter 7) genannten B e r e i c h e von W e r t e n,
statt eines E i n z e l w e r t e s, nicht nur bei
Betrachtung des S t r a h l e n k o n t r a s t e s
auf, sondern auch bei den g e o m e t r i s c h e n
V e r h ä l t n i s s e n. Das heißt, ein Bilddetail
bestimmter Größe kann durch ein Objektdetail unter-

schiedlicher Größe hervorgerufen sein. Auch hierbei läßt sich die Größe des infrage kommenden Bereiches bestimmen, bzw. berechnen. Ebenso verhält es sich bei den E i n f l ü s s e n der B e - t r a c h t u n g. So kann innerhalb der Dominanten von Feld zu Feld der Einfluß der B l e n d u n g wechseln.

- 9) F r e q u e n z a n a l y t i s c h e Messungen ergaben, daß die Schärfe, bzw. U n s c h ä r f e wenig Einfluß auf die Erkennbarkeit der hier gewählten Details bei inhomogenem Untergrund und inhomogenem Hintergrund hat. Die frequenzanalytischen Messungen wurden erstmals in der klinischen Radiologie angewendet. Sie brachten als wichtiges theoretisches Ergebnis das Frequenzspektrum für den Thorax und die Lunge im Bereich der Frequenzen ab 2 Lp/mm. Der dargestellte Bereich ist für die Bewertung der Filmemulsion und ihres Auflösungsvermögens wesentlich und erstreckt sich bis in das Gebiet von 16 bis 20 Lp/mm.
- 10) Hinsichtlich der M e ß w e r t e wie S t r a h l e n d o s i s , H W D und S c h w ä r z u n g, und der B e g r i f f e S t r a h l e n k o n t r a s t und S c h w ä r z u n g s k o n t r a s t, S c h ä r f e, bzw. U n s c h ä r f e ergaben sich keine neuen Gesichtspunkte. Es zeigte sich jedoch, daß noch mehr als bisher deutlich in die p h y s i k a l i s c h e n W e r t e, welche bei der Entstehung und Wiedergabe des Röntgenbildes eine U m s e t z u n g erfahren und in die B e g r i f f e , wie Strahlenkontrast und Schwärzungskontrast, unterschieden werden sollte.

Die t h e o r e t i s c h e S c h l u ß -
f o l g e r u n g aus den hier durchgeführten
Untersuchungen geht deshalb dahin, die Thoraxauf-
nahmetechnik zu standardisieren. Nicht mehr, je-
doch an bestimmten Teilgliedern der Kette der
Entstehung und Wiedergabe des Röntgenbildes ein-
gehender, als dies bisher geschah. Gemeint ist die
Verwendung

eines Primärstrahlenbündels i s o -
h e t e r o g e n e r spektraler Zusammen-
setzung,
einer effektiven Energie um 50 keV,
einer Film-Folien-Kombination gleicher Gradation,
einer Betrachtungseinrichtung unter den Bedingungen,
wie sie von BERGERHOFF (17, 18, 19, 20),
RÖHLER (223), SCHÖBER (259, 260, 262, 263,
267, 270, 274), u.a. erarbeitet wurden, und
einer Belichtungsautomatik, welche Schaltzeiten
bis herab zu 1 msec erlaubt.

Die Tatsache, daß sich ein Objektdetail in einem Werte-
bereich darstellt, zwingt dazu, sich auf ein bestimmtes
Niveau in jenem Bereich festzulegen. Dabei soll die
Schwankungsbreite eines solchen Bereiches so gering
wie möglich, der Unterschied für den darstellbaren
Strahlen- und Schwärzungskontrast je Objektdetail so
groß wie möglich sein.

Die p r a k t i s c h e S c h l u ß f o l g e r u n g
ergibt sich aus der Frage nach der V e r g l e i c h -
b a r k e i t v o n T h o r a x a u f n a h m e n , welche
unter verschiedenen Bedingungen hergestellt wurden. Sie
ist dahingehend zu beantworten, daß Vergleiche zwischen
Aufnahmen, welche in Weichstrahltechnik und Hartstrahl-
technik angefertigt wurden, sei es unter sonst völlig
gleichen technischen Bedingungen, nicht möglich ist.
Ein Vergleich von Thoraxaufnahmen hinsichtlich der
Feindetails kann bei standardisierter Technik vorge-
nommen werden.

L I T E R A T U R V E R Z E I C H N I S

- 1) ACKERMANN, L.: Schnelle Röntgenfilme.
Vortrag a.d.Tagung d. Bayer.Röntgen-
Ges., Erlangen 1960.
- 2) ALLYSI, A.: La mesure des doses de rayons X
ou γ à l'aide emulsions photo-
graphiques.
J.Radiol.Electrol. 37 (1955), 249.
- 3) ANGERSTEIN, W.: Zusammenhänge zwischen Ortsfrequenz-
spektrum, Bildinhalt und Röntgen-
diagnostik.
Radiol.Diagn. 10 (1969), 485.
- 4) ANGERSTEIN, W.: Röntgenverstärkerfolien und Leucht-
schirme. Eigenschaften und deren
Messung, Vorschläge für eine Standar-
disierung.
Radiol.Diagn. 5 (1964), 367.
- 5) ANGERSTEIN, W.: Vergleich der Abbildungsgüte aller
in der Radiologie benutzten Bild-
erzeugungssysteme.
Radiol.Diagn. 10 (1969), 467.
- 6) ANGERSTEIN, W.: Über die Beeinflussung der Strahlen-
belastung durch Streustrahlenraster
und einige andere Faktoren.
Fortschr.Röntgenstr. 97 (1962), 780.
- 7) ARDRAN, G.M.,
H.E. CROOKS and
B.J. O'LOUGHLIN : Radiological reflections on image
quality.
Acta Radiol. 65 (1964).
- 8) ARDRAN, G.M. : The reduction of scatter fog in chest
radiography.
Brit.J.Radiol. 37 (1964), 477.
- 9) ARNAL, M.L. und
H. PYCHLAU : Die Strahlenbelastung des Patienten
bei röntgendiagnostischen Untersuchun-
gen.
Fortschr.Röntgenstr. 95 (1961), 323.

- 10) BARTH, G.,
W. FRIK und
F. SCHEIDEMANTEL : Die Aluminiumlunge.
Dtsch.med.Wschr. 81 (1956), 1.
- 11) BARTH, G.,
R. KRIEG und
F.E. STIEVE : Beurteilung und Pflege der Bildgüte in der röntgendiagnostischen Praxis.
Vorträge a.d. XIII.Fortbildungskurs in Strahlenheilkunde, Gießen 1967, S. Hirzel, Stuttgart 1969.
- 12) BARTH, G.,
W. FRIK und
F. SCHEIDEMANTEL : Aluminium Pneumoconiosis.
German med. Monthly 11 (1956), 327.
- 13) BECKMANN, H. und
Th. LOHMANN : Vergleichsuntersuchungen zwischen Großaufnahmen bei der Erkennung beginnender Silikose.
Röntgen-Bl. 6 (1954), 123.
- 14) BEGER, H. : Einstelltechnik für die Belichtungs-
werte an Rö-Generatoren.
Radiol.Diagn. 7 (1966), 5, 631.
- 15) DE BELDER, M. : Einfluß der Lichtdurchlässigkeit der Filmunterlage auf Bildgüte und Empfindlichkeit beim System Verstärkerfolie - Doppelschichtfilm.
Bildgüte in der Radiologie I,
G. Fischer, Stuttgart (1966), 87.
- 16) BERGERHOFF, W. : Über die Verbesserung der Bildgüte von Röntgenaufnahmen durch Automation der Aufnahmespannung.
Z.B.f.Neurochirurgie 29 (1968), 7.
- 17) BERGERHOFF, W. : Der Einfluß der Beleuchtung auf die Erschließung des gesamten Bildumfanges von Röntgenaufnahmen.
Röntgenpraxis 17 (1948), 244.
- 18) BERGERHOFF, W. : Über einige bei der Betrachtung von Röntgenbildern wirksame Gesetze des Sehens.
Röntgen-Bl. 2 (1949), 237.

- 19) BERGERHOFF, W.: Der subjektive Bildeindruck.
Fortsch.Röntgenstr. 75 (1951), 214.
- 20) BERGERHOFF, W.: Der subjektive Raumeindruck im
Röntgenbild.
Fortschr.Röntgenstr. 75 (1951), 223.
- 21) BIEDERMANN, K.,
E. BORCKE,
F. BUCHMANN,
H. FRIESER,
H. MUNKER,
H. SCHÖBER,
O. SCHOTT,
F.E. STIEVE und
L. WIDENMANN :
Über Kontrastbegriffe in der Radio-
logie und ihre Definitionen.
Röntgen-Bl. 20 (1967), 131.
- 22) BIEDERMANN, K. und
H. FRIESER : Die Photometrie des Röntgenfilms.
Röntgen-Bl. 20 (1967), 157.
- 23) BISCHOFF, K. und
O. SCHOTT : Eine neue Kontrastverstärkungsein-
richtung für Röntgenaufnahmen.
Fortschr.Röntgenstr. 87 (1957), 239.
- 24) BISCHOFF, K. : 40 Jahre Drehstromapparat - seine
Entwicklung vom Weichstrahlapparat
zum Tridoros, dem modernen Groß-
apparat für die Diagnostik mit
Spannungen bis 150 kV.
Röntgen-Bl. 2 (1956), 401.
- 25) BISCHOFF, K. : Der Wert der Strahlenpulsung bei
den modernen Verfahren der Röntgen-
kinematographie.
Fortschr.Röntgenstr. 97 (1962), 82.
- 26) BJÄRNGÅRD, B. and
G. HETTINGER : Spektra of scattered radiation behind
slabs of water irradiated by X-Rays.
Arkiv för Fysik 20 (1961), 517,
Almqvist and Wiksell, Stockholm 1961.

- 27) BLACKWELL, H.R.: Use and performance data specify quantity of interior illumination. Illuminating Enin. 50 (1955), 286.
- 28) BLOCH, P. and J. HALE : Calibration of potential of X-ray generators in diagnostic energy region. Phys.med.Biol. 11 (1966), 577.
- 29) BONENKAMP, J.G. and W.HONDIUS BOLDINGH: Quality and choice of potter-bucky grids. I. A new method for the unambiguous determination of the quality of a grid. Acta Radiol. 51 (1959), 479.
- 30) BONENKAMP, J.G. and W.HONDIUS BOLDINGH: Quality and choice of potter-bucky grids. II. Application of the criterion of quality to various types of grids. Acta Radiol. 52 (1959), 149.
- 31) BORCKE, E. und H. POPPE : Der Einfluß der Aufnahmetechnik auf die Detailerkennbarkeit im Knochengewebe am Beispiel von Knochenfissuren. Bildgüte in der Radiologie I, G. Fischer, Stuttgart (1966), 162.
- 32) BÖSCHE, H. und W. FRIK : Über die Kontrastumkehr zwischen Objekten mit verschiedener effektiver Ordnungszahl beim Wechsel der Aufnahmespannung. Fortschr.Röntgenstr. 93 (1960), 504.
- 33) BOSECK, S. und H. HAGER : Beseitigung des spatialen Rauschens in elektronenmikroskopischen Aufnahmen durch lichtoptische Filterung. Optik 28 (1968/69), 602.
- 34) BOSECK, S. und M. JAEGER : Objektive Bestimmung des Detailgehaltes diffus geschwärzter Photoschichten für die röntgenographischen Zwecke mit Hilfe eines Lasermessplatzes auf der Basis der FRAUNHOFER'schen Beugung. Photogr.Korresp. 105 (1969), 165.

- 35) BOSECK, S. : Bau und Anwendung eines Analogrechners
für röntgenphotographische Probleme
und Methoden.

Diss. Univ. München, 1967.
- 36) BOSECK, S. und
R. KRIEG : Die Darstellung des Rauschens von
Film, Folie und Feinstrukturen bei
der Röntgenaufnahme der Lunge mittels
lichtoptischer Frequenzanalyse.

Photogr.Korresp., im Druck.
- 37) BOSECK, S. : Einige Formeln zur Photometrie im
lichtoptischen Beugungsbild von be-
lichteten und entwickelten photo-
graphischen Schichten.

Photogr.Korresp., im Druck.
- 38) BOSECK, S. : Bestimmung der mittleren Helligkeit
großflächiger röntgenographischer
Aufnahmen mit Hilfe eines Großflächen-
kondensors.

In Vorbereitung.
- 39) BOSECK, S. und
R. KRIEG : Zur Bestimmung der mittleren Schwär-
zung bei Großaufnahmen.

In Vorbereitung.
- 40) BRONKHORST, W. : Kontrast und Schärfe im Röntgenbild.

G. Thieme, Leipzig 1927.
- 41) BOUWERS, A. : Der Informationsinhalt des Röntgen-
bildes.

Röntgen-Bl. 15 (1962), 81.
- 42) BRUCE, W.R. and
H.E. JOHNS : The spectra of X-rays scattered in
low atomic number materials.

Brit.J.Radiol. 35 (1962), 172.
- 43) BRUCE, W.R. and
H.E. JOHNS : Depth dose tables for use in radio-
therapie.

Brit.J.Radiol.Suppl. 10 (1961).

- 44) BUCHMANN, F. : Modellversuche zu Körnigkeit und Quantenrauschen.
Medicamundi (1966), 53.
- 45) BUCHMANN, F. : Untersuchung der subjektiven Detailerkennbarkeit mit Hilfe frequenzanalytischer Methoden.
Diss. Univ. München, 1964.
- 46) BUCHMANN, F. : Phantome zur Beurteilung der Bildgüte.
Beurteilung und Pflege der Bildgüte in der röntgendiagnostischen Praxis. S. Hirzel, Stuttgart (1966), 23
- 47) BÜCKER, J.,
G. JÖTTEN und
H.G. STÖSSEL : Diagnostische und physikalische Untersuchungsergebnisse bei Großformat- und Schirmbildaufnahmen des Thorax mit Spannungen bis zu 200 kV.
Fortschr.Röntgenstr. 90 (1959), 234
- 48) BÜCKER, J. : Die Bedeutung der Hartstrahltechnik und der Feinfocusröhre.
Fortschr.Med. 71 (1953), 7, 149.
- 49) BURGER, G.C.E.
und
B. von DIJK : Bestimmung der kleinstwahrnehmbaren Objektgröße bei der Durchleuchtung.
Fortschr.Röntgenstr. 58 (1938), 382.
- 50) BURGER, G.C.E.: The perceptibility of details in roentgenexaminations of the lung.
Acta Radiol. 31 (1949), 193.
- 51) BURGER, G.C.E.: Phantomversuche mit Röntgenstrahlen.
Philips techn. Rdschr. 11 (1949), 295.
- 52) CARLSSON, C.: Image contrast and integral dose.
Acta Radiol. 2 (1964), 219.
- 53) CHANTRAINE, H.: Über die unscharfe Abbildung.
Fortsch.Röntgenstr. 52 (1935), 283.

- 54) CHANTRAINE, H.
und
P. PROFITLICH : Über die Bedeutung von Schärfe
und Kontrast für die Mindest-
dicke von erkennbaren Einzel-
heiten.
Fortschr.Röntgenstr. 47 (1933), 437.
- 55) CHANTRAINE, H.: Über ausreichende Belichtung, aus-
reichende Entwicklung und ausreichend
helle Betrachtungskästen.
Fortschr.Röntgenstr. 48 (1933), 340.
- 56) CHANTRAINE, H.
und
H. PYCHLAU : Überprüfung der Diagnostikgeräte
durch Dosismessungen.
Fortschr.Röntgenstr. 76 (1952), 535.
- 57) CLARK, K.C.: An introduction to high voltage
technique.
Radiography 19 (1953), 218.
- 58) CLARKE, W.G.,
S.M. LATHAM and
J. THOMAS : Anthropological factors affecting
the estimation of exposures required
for chest radiographs.
Brit.J.Radiol. 33 (1960), 695.
- 59) COCHRANE, A.L.
and
L.H. GARLAND : Observer error in interpretation
of chest films: International in-
vestigation.
Lancet 2 (1952), 505.
- 60) CORMACK, D.V.,
J.E. TILL,
G.F. WHITEMORE
and
H.E. JOHNS : Measurement of continuous X-ray
spectra with a scintillation
spectrometer.
Brit.J.Radiol. 28 (1955), 605.
- 61) CORNEY, G.M. and
H.E. SEEMANN : A logarithmic step tablet for X-rays.
Non-destructive testing 6 (1947), 27.
- 62) DALICHO, W.A.: Wahrnehmung und Darstellbarkeit
von Details im Röntgenbild.
Edition Leipzig 1967.

- 63) DESPOSITOS, K. und
F. WACHSMANN : Experimentelle Untersuchungen über
die Detailerkennbarkeit und den dar-
gestellten Objekumfang bei Variation
der Aufnahmespannungen.
Fortschr.Röntgenstr. 102 (1964), 203.
- 64) DEUTSCHE IN-
DUSTRIENORMEN : Entwurf DIN 6826
Streustrahlenraster, z.Zt. im Entwurf.
- 65) DIETZ, K. : Altes und Neues über Röntgenröhren.
Sonderdruck Röntgenpraxis,
S. Hirzel, Stuttgart 1964.
- 66) DREXLER, G. und
F. PERZL : Spektren diagnostischer Röntgen-
strahlen.
Deutscher Röntgenkongreß 1967, Teil A,
G. Thieme, Stuttgart 1968.
- 67) DREXLER, G. und
F. PERZL : Spectrometry of low-energy gamma -
and X-rays with Ge (Li) detectors.
Nucl.Instr. and Meth. 48 (1967), 332.
- 68) DÜMMLING, K. und
O. SCHOTT : Die Übertragung des Strahlenreliefs
auf verschiedene bildgebende Systeme.
Bildgüte in der Radiologie II,
G. Fischer, Stuttgart, im Druck.
- 69) DUTREIX, J.,
R. RIBY und
Y. FERNANDEZ : Bedeutung der Streuung für das Rönt-
genbild. Anwendung auf der Fernrönt-
genographie.
Bildgüte in der Radiologie I,
G. Fischer, Stuttgart (1966), 180.
- 70) EGGERT, J.,
H. FRANKE und
F. LUFT : Vereinheitlichung der Nomenklatur
in der röntgenographischen Aufnahme-
technik.
Fortschr.Röntgenstr. 52 (1935), 82.
- 71) EHRENSTEIN, W.
und
H. LOSSEN : Das Röntgenbild als Wahrnehmungs-
gegenstand.
Röntgen-Bl. 5 (1952), 21, 62.

- 72) EVERS, E. und
H. SCHÖBER : Über den Einfluß der Focusgröße
auf die Detaillierkennbarkeit kleinerer Objekte.
Röntgen-Bl. 9 (1956), 313.
- 73) EYCLESHYMER, A.C.
and
D.M. SCHOEMAKER : Cross-Section Anatomy.
Appl. Century-Crofts, New York,
London 1938.
- 74) FEDDEMA, J. und
C. ALBRECHT : Testphantome zur Beurteilung der
Bildgüte. Physikalische Phantome.
Beurteilung und Pflege der Bildgüte
in der röntgendiagnostischen Praxis,
S. Hirzel, Stuttgart (1969), 20.
- 75) FISCHGOLD, H. : Harmonisation et renforcement du
contraste.
Bildgüte in der Radiologie I,
G. Fischer, Stuttgart (1966), 297.
- 76) FOSSATI, F. : High voltage radiography.
Hauszeitschr. d. Ferrania-Werke
6 (1952), 2.
- 77) FRANKE, H. : Die Sensitometrie der Röntgenmaterialien.
NAUCK & LEHMANN, Fabrikation der
photographischen Materialien.
Union Deutsche Verlagsgesellschaft
Berlin (1928), 252.
- 78) FRANKE, H. und
W. HEINTZE : Der Schwärzungsverlauf photographischer
Schichten und seine Bedeutung für die
Lichtphotometrie und Röntgendosimetrie.
Fortschr. Röntgenstr. 81 (1954), 392.
- 79) FRANKE, H. : Ionometrische Bestimmung optimaler
Belichtungszeiten.
Fortschr. Röntgenstr. 40
Kongreßh. (1929), 99.
- 80) FRANKE, H. : Streuung und Superposition als zer-
störende und aufbauende Elemente
in der Bildgebung.
Fortschr. Röntgenstr. 64 (1941), 288.

- 81) FRANKE, H. : Photographie und Röntgenstrahlen.
Agfa-Röntgen-Hausmittlg.
Sonderheft März 1964.
- 82) FRIK, W. : Methoden zur Kennzeichnung der
Bildqualität.
Bildgüte in der Radiologie I,
G. Fischer, Stuttgart (1966), 45.
- 83) FRIK, W.,
H. GAJEWSKI,
F. WACHSMANN und
C.E. BUCHHEIM : Vergleichende Untersuchungen über die
praktische Bedeutung der Hartstrahl-
technik für Lungenaufnahmen.
Fortschr.Röntgenstr. 83 (1955), 330.
- 84) FRIK, W. : Detailerkennbarkeit und Dosis bei
verschiedenen Durchleuchtungsver-
fahren.
Ärztl.Forschg. 16 (1962), 116.
- 85) FRIK, W. : Detailerkennbarkeit und Dosis bei
der Röntgendurchleuchtung.
Dr. A. Hüthig, Heidelberg 1959.
- 86) FRIK, W. : Hartstrahltechnik.
G. Thieme, Stuttgart 1961.
- 87) FROHNMEYER, G.
und
E. HAASE : Praktisch Wichtiges über das Rauschen
von Film & Folie.
Beurteilung und Pflege der Bildgüte
in der röntgendiagnostischen Praxis,
S. Hirzel, Stuttgart, 109
- 88) GAJEWSKI, H. : Methoden der Bildbeeinflussung.
Bildgüte in der Radiologie I,
G. Fischer, Stuttgart (1966), 106.
- 89) GAJEWSKI, H. : Die physikalischen und aufnahmetech-
nischen Grundlagen der Röntgendia-
gnostik mit hohen Spannungen.
Röntgen- u. Laborpraxis 7 (1954), 267

- 90) GAJEWSKI, H. : Physikalische und aufnahmetech-
nische Gesichtspunkte bei Röntgen-
aufnahmen mit hohen Spannungen.
Fortschr.Röntgenstr. 80 (1964), 642.
- 91) GAJEWSKI, H. und Die Abstandstechnik zur Verminderung
D. MÜLLER : des Streustrahlenanteils bei Röntgen-
aufnahmen.
Strahlentherapie 138 (1969), 689
- 92) GAJEWSKI, H. : Optimierung der Belichtungsdaten
bei Röntgenaufnahmen.
Beurteilung und Pflege der Bildgüte
in der röntgendiagnostischen Praxis,
S. Hirzel, Stuttgart (1969), 118.
- 93) GAJEWSKI, H. : Die Bedeutung von Film und Entwicklung
bei der Belichtungsautomatik.
Röntgen-Bl. 16 (1963), 1.
- 94) GALL, S.F. : Abbildung durch Röntgenstrahlen.
Zehn Jahre Forschung für besseres
Sehen, Inst.f.med.Optik d.
Univ. München (1967), 121.
- 95) GALL, S.F. : Demonstration der Streustrahlen-
wirkung auf den Bildkontrast an-
hand eines lichtoptischen Modells.
Röntgenpraxis 21 (1968), 240.
- 96) GALL, S.F. : Die Streustrahlenverteilung hinter
dem Streukörper des Röntgenphantoms
und ihr Einfluß auf das Bildrelief.
Diplomarbeit München 1966.
- 97) GARLAND, H.L. : Studies on the accuracy of dia-
gnostic procedures.
Amer.J.Röntgenol. 82 (1959), 25.
- 98) GARETT, R., Dose medsurement technics for dia-
O. TAMUSZ, gnostic procedures.
M.R. MEURK, Radiology 71 (1958), 216.
J.S. LAUGHWIN and
R.S. SHERMANN :

- 99) GEBAUER, A.,
L. LISSNER und
O. SCHOTT :
Das Röntgenfernsehen.
G. Thieme, Stuttgart 1965.
- 100) GERSTENBERG, E. :
Die Lungenzeichnung im Röntgen-
bild.
Fortschr.Röntgenstr., Beiheft
47. Tagung d.Deutschen Röntgen-Ges.,
Teil A (1966), 48,
G. Thieme, Stuttgart 1967.
- 101) GILBERTSON, J.D.
und
A.G. FINGERHUT :
Standardization of Diagnostic
X-Ray Generators.
Radiology 93 (1969), 1033.
- 102) GILDENHORN, H.L.,
I. REHMAN,
L. PAPE and
S. BAKER :
Standardization of Physical Factors
in Radiographic Exposures.
Radiology 75 (1960), 262.
- 103) GLADYSZ, B. :
Röntgenschnittverfahren.
Bildgüte in der Radiologie I,
G. Fischer, Stuttgart (1966), 286.
- 104) GLOCKER, R.,
G. FROHNMEYER und
R. BERTHOLD :
Ein inbezug auf die Röntgeneinheit
wellenlängenunabhängiges Zählrohr.
Naturwissenschaften 39 (1952), 233.
- 105) GLOCKER, R. :
Grundfragen der Röntgenstrahlen-
Dosimetrie.
Fortschr.Röntgenstr. 90 (1959), 101.
- 106) GÖRBENS, E. :
Probleme der mikrophotometrischen
Auswertung der Testaufnahmen.
Radiol.Diagn. 10 (1969), 427.
- 107) GOERING, U. und
O. SCHOTT :
Der Begriff "Bild in der Radiologie".
Röntgen-Bl. 19 (1966), 230.
- 108) GOERING, U. :
Detail-Kontrast-Messungen an Cal-
cium-Wolframat-Verstärkerfolien.
Röntgen-Bl. 14 (1961), 247.

- 109) GOERING, U. und
H. WAGNER : Über das Schwarzschild-Verhalten
einiger handelsüblicher Röntgen-
filme.
Röntgenpraxis 18 (1965), 111.
- 110) GOLDBERG, E. : Der Aufbau des photographischen
Bildes.
W. Knapp, Halle 1925.
- 111) GOMBRICH, E.H. : Zur Psychologie des Bilderlesens.
Röntgen-Bl. 20 (1967), 50.
- 112) GOMBRICH, E.H. : Kunst und Illusion.
Kiepenheuer & Witsch, Köln 1967.
- 113) GOMBRICH, E.H. : Art and Illusion.
Phaidon, London 1962.
- 114) GREENING, J.R. : The measurement by ionisation
methods of the peak kilovoltage
across X-ray tubes.
Brit.J.Appl.Phys. 6 (1955), 73.
- 115) GREIS, U. und
F. SCHWEGLER : Die subjektive Detailerkennbarkeit
unter Einfluß des optischen Rau-
schens.
Zehn Jahre Forschung für besseres
Sehen, Inst.f.med.Optik d.Univ.
München (1967), 56.
- 116) GREIS, U. : Das Ortsfrequenzspektrum von
photographischen Bildern und
seine Bedeutung für die Bild-
qualität.
Röntgenpraxis 19 (1966), 161.
- 117) GUZSAL, E. : The photography of blood vessels
and of the bronchial tree of do-
mestic animals.
Acta Veterinaria Academiae
Scientiarum Hungarum 2 (1955), 333.

- 118) HARE, W.C.D. : The anatomy of the lungs of the sheep.
Zit. n. J. SCHREIBER, Wiener Tier-
ärztl. Mschr. 41 (1954), 356.
- 119) HARRIS JR. J.H., Development of a chest phantom
W.J. TUDDENHAM, for use radiologic dosimetry.
L. STANTON, Radiology 67 (1956), 805.
F. GLANSER and
E.P. PENDERGASS:
- 120) HARTMANN, E. : Physiologisch-optische Gesetz-
mäßigkeit bei der Betrachtung
von Röntgenbildern vor dem Licht-
kasten.
Bildgüte in der Radiologie I,
G. Fischer, Stuttgart (1966), 122.
- 121) HARTMANN, E. : Der Einfluß der Umfeldgröße auf
die Detailwahrnehmung.
Lichttechnik 18 (1966), 79 A.
- 122) HAY, G.A. and Factors influencing the perception
M.S. CHESTERS : of images in the presence of visible
fluctuation.
Bildgüte in der Radiologie II,
G. Fischer, Stuttgart, im Druck.
- 123) HENNECKE, A. : Untersuchungen zur Frage der Bild-
güte von Röntgenaufnahmen der Lunge.
Diss. München 1966.
- 124) HERTZ, C.H. : Optische Kontrastverstärkung bei
geringen Filmschwärzungen.
Röntgen-Bl. 11 (1958), 38.
- 125) HETTINGER, G. : Spectra of primary and secondary
roentgen radiation.
Ohlsson, Lund 1960.
- 126) HETTINGER, G. : Report of ICRU/II Task' X 4 :
Spectra of X - and gamma radiation.

- 127) HETTINGER, G.
and
K. LIDEN : Scattered radiation in a water
phantom irradiated by roentgen-
photons between 50 and 250 KeV.
Acta Radiol. 53 (1960), 73.
- 128) HIGGINS, E.M.,
H.D. ROSENBAUM
and
W.D. de VORE : Radiation beam analyzer for
diagnostic radiology.
Amer.J.Roentgenol. 101 (1967), 983.
- 129) Zit.nach
HOLTHUSEN, H. und
R. BRAUN : Grundlagen und Praxis der Röntgen-
strahlendosierung.
G. Thieme, Leipzig 1933.
- 130) HONDIUS BOLDINGH, W.: Focus-grid-distance limits.
Acta Radiol. 55 (1961), 225.
- 131) HONDIUS BOLDINGH, W.: Grids to reduce scattered X-rays
in medical radiography.
Promotionsarbeit, Eindhoven, 1964.
- 132) HONDIUS BOLDINGH, W.: Grafische Ermittlung der Verluste
an Primärstrahlung infolge unrich-
tiger Zentrierung und Bewegung von
Streustrahlenblenden.
Fortschr.Röntgenstr. 89 (1958), 233.
- 133) JAEGER, H. : Physikalisch-technische Grundlagen
zur röntgenographischen Abbildung
von Weichteilen.
Röntgen-Bl. 22 (1969), 323.
- 134) JÖTTEN, G. : Ein Beitrag zum Thema Kontrast und
Schärfe im Röntgenbild anhand des
SCHÖBER'schen Lungenphantoms.
Diss. Bonn 1954.
- 135) KANAMORI, H. : Einflüsse der Röntgenspannungs- und
Stromformen in der Radiographie.
Acta Radiol. (Ther) 4 (1966), 68.

- 136) KAENE, B.E. and
G. SPIEGLER : Stray radiation from diagnostic
X-ray beams.
Brit.J.Radiol. 24 (1951), 198.
- 137) KLETT, C. und
H. SCHÖBER : Physikalische Untersuchungen über
die Verwendbarkeit des Spannungsbereiches zwischen 125 und 300 kV für
die medizinische Diagnostik.
Röntgen-Bl. 11 (1958), 337.
- 138) KEIL, R. : Beiträge zur Anatomie der Lunge
des Schafes.
Zschr.f. Tiermedizin 14 (1910), 81.
- 139) KLETT, C. : Über die Zeichenschärfe von Röntgen-
Verstärkerfolien.
Zschr.f.angew.Physik 6 (1954), 556.
- 140) KLETT, C. : Verstärkung und Randunschärfe bei
Röntgen-Verstärkerfolien.
Die Naturwissenschaften 42 (1955), 121.
- 141) KIEFER, J. and
R.M. SEIDEMANN : Photographic measurement of radiation
quality and quantity.
Science 104 (1946), 596.
- 142) KOVÁTS, F. JR.
und
Z. ZSEBÖCK : Röntgenanatomische Grundlagen der
Lungenuntersuchung.
Akademiai Kiadó, Budapest 1959.
- 143) KOWALISKI, P. : Praktische Anwendung des Modulations-
übertragungskonzepts auf Röntgensysteme.
Röntgen-Bl. 12 (1969), 595.
- 144) KRAUS, W. : Über den Einfluß des SCHWARZSCHILD-
VILLIGER-Effektes bei mikrophotometrischen Messungen an photographischen
Schichten.
Zschr.wiss.Photogr. 61 (1967), 191.

- 145) KRIEG, R. : Technische Voraussetzungen zur Beurteilung und Pflege der Bildgüte in der röntgendiagnostischen Praxis.
Radiol.Diagn. 10 (1969), 437.
- 146) KRIEG, R. : Gesamtrauschen bei der Thoraxaufnahme.
Beurteilung und Pflege der Bildgüte in der röntgendiagnostischen Praxis. S. Hirzel, Stuttgart(1969), 113.
- 147) KRIEG, R. : Prinzip und Schaltung zur Überwachung der Aufnahmebedingungen in der klinischen Radiologie.
Röntgenpraxis, im Druck.
- 148) KRUTHOF, A.M. : Die Wahrnehmung von Kontrasten bei unscharfer Detailbegrenzung.
Philips techn. Rsch. 11 (1950), 340.
- 149) LEDIN, S. and G. SCHÖNANDER : The physical background of contrast in roentgenograms with special regard to scattered radiation.
Acta Radiol. 41 (1954), 353
- 150) LEGUERN, O., J. REMY et Y.M. ASSAIN : Le contraste optimal en radiodiagnostic. Son utilisation en technique haute tension et basse tension.
Neuchatel, Delachaux & Niestle S.A. 1965.
- 151) LISSNER, J. : Der Wert der Modulationsübertragungsfunktion für die Beurteilung der Fernsehbildqualität.
Dtsch.Röntgenges. Hamburg 1968.
- 152) LISSNER, J. : Der Wert der Modulationsübertragungsfunktion für die Beurteilung der Fernsehbildqualität.
Fortschr.Röntgenstr. 110 (1969), 87.

- 153) LUBBERTS, G. and
ROSSMANN, K. : Modulation transfer function
associated with geometrical
unsharpness in medical radiography.
Phys.med.Biol. 12 (1967), 65.
- 154) LYNCH, P.A. : A different approach to chest
roentgenography.
Amer.J.Roentgen 93 (1965), 965.
- 155) MATTSON, O. : Aspect of the interpretation of
kontrast and detail in radiographs
printing.
Acta Radiol. 38 (1952), 477.
- 156) MATTSON, O. : Practical photographic problems
in radiography with special refe-
rence to high-voltage technique.
Acta Radiol. Suppl. 120 (1955).
- 157) Mc GINNIES, R.T. : X-ray attenuation coefficients from
10 KeV to 100 MeV.
National Bureau of standards supple-
ment to circular 583 (1953).
- 158) MEILER, J. : Drehstromgenerator u.Aufnahmetechnik.
Acta Radiol. (Ther) 4 (1966), 401.
- 159) MEILER, J. : Die Abhängigkeit des Auflösungs-
vermögens von Brennfleck, Verstär-
kerfolie und Abbildungsmaßstab bei
der Aufnahme von unbewegten Objekten.
Röntgen-Bl. 20 (1967), 566.
- 160) MEILER, J. : Abbildungsverhältnisse im Röntgen-
bild.
Röntgen-Bl. 19 (1966), 234.
- 161) MEILER, J. : Einfluß der Brennfleckgröße und der
Verstärkerfolie auf die Bildgüte
einer Röntgenaufnahme.
Fortschr.Röntgenstr. 83 (1955), 251.

- 162) MEILER, J. : Über die Bildunschärfe bei der Lungenaufnahme.
Röntgen-Bl. 16 (1963), 161.
- 163) MEILER, J. : Hat der Drehstromapparat wirklich so bedeutende Vorteile gegenüber dem Vierventilapparat ?
Röntgen-Bl. 3 (1950), R. 50, 1 .
- 164) MEILER, J. : Die in der Röntgendiagnostik verwendeten Spannungskurvenformen und ihr Einfluß auf Bildqualität und Röhrenbelastung.
Fortschr. Röntgenstr. 72 (1949), 222.
- 165) MEILER, J. : Die Zusammensetzung der verschiedenen Unschärfefaktoren zur Gesamtunschärfe im Röntgenbild.
Fortschr. Röntgenstr. 82 (1955), 107.
- 166) MEILER, J. : Die Unschärfe von Verstärkerfolien.
Fortschr. Röntgenstr. 80 (1954), 749.
- 167) MEILER, J. : Der Wandel der Röntgenapparatur und des Röhrenspannungsverlaufs in seinen Auswirkungen auf die Aufnahmetechnik.
Fortschr. Röntgenstr. 101 (1964), 547.
- 168) MEINERTZ, Th. : Eine technische Untersuchung der Plastikinjektionen in Säugetierlungen.
Mikroskopie 9 (1954), 244.
- 169) METZGER, W. : Gesetze des Sehens.
Kramer & Co., Frankfurt 1936.
- 170) MIKA, N. und K.H. REISS : Die Bedeutung der Messung von Röntgenspektren für die Diagnostik.
Strahlentherapie 138 (1969), 760.

- 171) MIKA, N. und
K.H. REISS : Bericht über die 48. Tagung der Deutschen Röntgengesellschaft in Baden-Baden.

Beiheft Fortschr.Röntgenstr. Teil A, (1967), 71, G.Thieme, Stuttgart 1968.
- 172) MIKA, N. und
K.H. REISS : Optimierung der Röntgenbelichtungs-
technik mit Hilfe der Halbleiter-
spektrometrie.

Röntgenpraxis 21 (1968), 164.
- 173) MILLER, E.R. : Significance of speed and resolu-
tion characteristics of certain
cassette-screen-film combinations.

Radiology 80 (1963), 103.
- 174) MORGAN, R.H. : Part I : The analysis of the physical
factors controlling the diagnostic
quality of roentgen images.

Amer.J.Roentgenol. 54 (1945), 128 .
- 175) MORGAN, R.H. : Part II : Maximum resolving power
and resolution coefficient.

Amer.J.Roentgenol. 54 (1945), 395.
- 176) MORGAN, R.H. : Part III : Contrast and the inten-
sity distribution function of a
roentgen image .

Amer.J.Roentgenol. 55 (1946), 67.
- 177) MORGAN, R.H. : The control of diagnostic quality
in roentgenograms of the chest.

Amer.J.Roentgenol. 50 (1943), 149.
- 178) MORGAN, R.H. : An exposure meter for roentgeno-
graphy.

Amer.J.Roentgenol. 47 (1942), 777.
- 179) MORGAN, R.H. and
W.W. van ALLEN : Sensitometry of roentgenographic
films and screens.

Radiology 52 (1949), 832.

- 180) MUNCKER, H. : Folienfilm und folienloser Film.
Bildgüte in der Radiologie I,
G. Fischer, Stuttgart (1966), 204.
- 181) NELSON, A. : Determination of physical influen-
cing the quality of the radiographic
image.
Acta Radiol. Suppl. 76 (1949).
- 182) NEMET, A.,
W.F. COX and
T.H. HILIS : The contrast problem in high kilo-
voltage medical radiography.
Brit.J.Radiol. 26 (1953), 185.
- 183) NEMET, A.,
W.F. COX and
G.B. WALKER : Blurring in radiography.
Brit.J.Radiol. 19 (1946), 257.
- 184) NEWELL, R.R. and
R. GARNEAU : The treshhold visibility of pulmonary
sharpness.
Radiology 56 (1951), 409.
- 185) NEWELL, R.R. and
G.C. HENRY : Interferential kilovoltmeter: Mesuring
X-ray kilovoltage by absorption in two
filters.
Radiology 64 (1955), 88.
- 186) NEWELL, R.R.,
W.E. CHAMBERLAIN
and
L. RIEGLER : Descriptive classification of pulmo-
nary shadows. Revelation of unrelia-
bility in roentgenographic diagnosis
of tuberculosis.
Amer.Rev.Tuberc. 69 (1954), 566.
- 187) NITZSCHE, W. : Untersuchungen über die Meßfelder
von Röntgenbelichtungsautomaten und
ihre Beziehung zur Dominante bei Auf-
nahmen der Lunge.
Diss. München 1967.
- 188) OELSSNER, E. and
A. NORHAGEN : Measurements of electron densities
with the aid of the compton-scatter-
ring process.
Acta Radiol. 45 (1956), 161.

- 189) OELSSNER, W. : Befundung des Röntgenbildes mit Blickrichtung auf eine standardisierte Auswertung und Vorbereitung einer Computerdiagnostik.
Radiol.diagn. 10 (1969), 538.
- 190) O'LOUGHLIN, B.J.: Betrachtungen über die radiologische Bildqualität.
Bildgüte in der Radiologie I,
G. Fischer, Stuttgart 1966.
- 191) OOSTERKAMP, W.J.: Prinzipielle und praktische Grenzen der Detailerkennbarkeit bei verschiedenen röntgenologischen Beobachtungsmethoden, insbesondere bei Verwendung der Bildverstärkerröhre.
Fortschr.Röntgenstr. 81 (1954), 381.
- 192) OOSTERKAMP, W.J.: Möglichkeiten zur Steigerung der Detailerkennbarkeit im Röntgenbild.
Ärztl.Forschg. 16 (1962), 122.
- 193) OSBORN, S.B. and R.G. BURROWS : A ionization chamber for diagnostic X-radiation.
Phys. in Med. and Biol. 3 (1958), 37.
- 194) OSBORN, S.B. : A wide-range precision X-ray dosimeter.
Phys. in Med. and Biol. 2 (1958), 354.
- 195) OTTO, H., H. SCHACHINGER und G. MÜLLER : Vergleichende experimentelle Untersuchungen zur röntgenologischen Darstellbarkeitsgrenze silikotischer Knötchen in der Lunge.
Beitr.Klin.Tuberculose 133 (1966), 336-
- 196) PEARSON, N.G., M.R. ASCHFORD and D.C. MORGAN : Effect of quality of chest radiographs on the categorization of coalworkers, pneumoconiosis.
Brit.J.industr.Med. 22 (1965), 81.

- 197) PFAHNL, A. : Über Röntgenschirme und Verstärkerfolien.
Röntgen-Bl. 10 (1957), 7, 52, 107, 135.
- 198) PFEILER, M.,
K.H. REISS und
O. SCHOTT : Die Intensitätsverteilung im Strahlenrelief als Eingangsgröße beim Röntgenfernsehen.
Elektromedizin 12 (1967), 17.
- 199) PIZON, P. : Mesure de la Distance focale en Radiodiagnostic.
J.Radiol.Elektrol. 40 (1959), 559.
- 200) PULVERMACHER, H. : Vergleichende Untersuchungen über den Einfluß der geometrischen Unschärfe auf die Detailerkennbarkeit mit Hilfe eines von CHANTRAINE angegebenen Phantoms.
Röntgen-Bl. 15 (1962), 253.
- 201) PYCHLAU, H. und
H. CHANTRAINE : Die Messung der Strahlenausbeute bei Diagnostikapparaten - Ein Verfahren der indirekten Spannungsmessung.
Fortschr.Röntgenstr. 76 (1952), 379.
- 202) PYCHLAU, H. und
P. PYCHLAU : Ein Diagnostik-Dosimeter - Grundform und Abwandlung.
Deutscher Röntgenkongreß 1963, Beiheft, Fortschr.Röntgenstr. 100 (1964), 177.
- 203) PYCHLAU, P. : Spannungsmessung an Röntgenröhren, insbesondere während Röntgenblitzen.
Radiobiol.Radiother. 7 (1966), 123.
- 204) PYCHLAU, P. : Spannungsmessung an Röntgenröhren, insbesondere während Röntgenblitzen.
Fortschr.Röntgenstr. 101 (1964), 425.
- 205) REBOUL, J. et
G. DELORME : Les methodes de contraste en radiologie.
Bildgüte in der Radiologie I,
G. Fischer, Stuttgart (1966), 169.

- 206) REISS, K.H. : Pat.Nr. DBP 1 259 604.
- 207) REISS, K.H. : Zur Erkennbarkeit schwacher Kontraste im Röntgenbild.
Röntgenpraxis 19 (1966), 145.
- 208) REISS, K.H. : Wolfram-Viellinienraster.
Röntgen- und Laboratoriumspraxis 14 (1961), 222.
- 209) REISS, K.H. : Die physikalischen Grenzen der Beseitigung von Röntgenstrahlen durch Rasterblenden.
Zschr. angew. Physik 11 (1959), 184.
- 210) REISS, K.H. : Zur Wirkungsweise der Röntgen-Lauf-raster.
Zschr. angew. Physik 13 (1961), 289.
- 211) REISS, K.H. : Scattered radiation and characteristic film curve.
Radiology 80 (1963), 663.
- 212) REMY, J. : Die Wichtigkeit der Bildqualität bei der Auswertung von Schirmbild-aufnahmen.
Bildgüte in der Radiologie I,
G. Fischer, Stuttgart (1966), 247.
- 213) REMY, J. und H.D. BRAUN : Psychologie und Physiologie der Auswertung von Röntgenbildern.
Röntgen-Bl. 20 (1967), 99.
- 214) RIEBEL, F.A. : Use of the eyes in X-ray diagnosis.
Radiology 70 (1958), 252.
- 215) RODERICK, J.F. : Plastic Roentgen-Ray Phantoms.
Radiology 81 (1959), 331.

- 216) ROGGENHAUSEN, M.: Ein Testkörper zur Detailkennbarkeitsprüfung von Filmen und Folien in der Röntgen-Aufnahme-Technik.
Röntgen-Bl. 11 (1958), 25.
- 217) RÖHLER, R. : Zur Definition und Messung der Unschärfe im Röntgenbild.
Zschr, angew. Physik 10 (1958), 43.
- 218) RÖHLER, R. : Zur Messung der Kontrastübertragungsfunktion mit Rechteckgittern und anderen periodischen Lichtverteilungen.
Optik 19 (1962), 487.
- 219) RÖHLER, R. : Informationstheorie und Radiologie.
Ärztli. Forsch. 16 (1962), 108.
- 220) RÖHLER, R. und F. BUCHMANN : Die Verteilung der räumlichen Frequenzen photographischer Aufnahmen.
Optik 17 (1960), 458.
- 221) RÖHLER, R. : Untersuchungen zur Detailkennbarkeit im Röntgenbild.
Fortschr. Röntgenstr. 86 (1957), 376.
- 222) RÖHLER, R. : Methoden zur Kennzeichnung der Bildqualität. Physikalische Gesichtspunkte.
Bildgüte in der Radiologie I,
G. Fischer, Stuttgart (1966), 45.
- 223) RÖHLER, R. : Physiologische Probleme der Betrachtung des Röntgenbildes.
Röntgen-Bl. 20 (1967), 79.
- 224) RÖHLER, R. : Erklärung der Sehschärfe und der Kontrastschwellen für kleine Objekte aus den optischen Abbildungseigenschaften der Augenmedien.
Optik 19 (1962), 519

- 225) RÖHLER, R. :
Über den Einfluß von Randunschärfe
und Kontrast auf die Detailkennbarkeit
bei photographischen Aufnahmen mit
besonderer Berücksichtigung der
Röntgendiagnostik.
Zschr. angew. Physik 8 (1956), 577.
- 226) RÖHLER, R. und
KRITIKOS :
Untersuchungen über die Erkennbarkeit
von Details in strukturierten Umfel-
dern, besonders im Hinblick auf die
Auswertung von Röntgenbildern.
Bildgüte in der Radiologie II,
G. Fischer, Stuttgart, im Druck.
- 227) RÜSSEL, R. :
Der Brennfleck der Drehanoden-
Röntgenröhre - ein Faktor im Bild-
erzeugungssystem.
Radiol. Diagn. 10 (1969), 447.
- 228) ROGGENHAUSEN, M.
und
W. SEIDE :
Messung des CALLIER-Quotienten an
Röntgen-Emulsionen.
Röntgen-Bl. 8 (1955), 54.
- 229) ROSE, A. :
Quantum effects in human vision.
Advances Biol. Med. Phys. 5 (1957), 211.
- 230) ROSE, A. :
The sensitivity performance of the
human eye on an absolute scale.
J. Opt. Soc. Amer. 38 (1948), 196.
- 231) ROSSMANN, K. :
Detail visibility in radiographs:
An experimental and theoretical
study of geometric and absorption
unsharpness.
Amer. J. Roentgenol. 87 (1961), 387.
- 232) SEEMANN, H.E.
and
H.R. SPLETTTOSSE :
The effect of kilovoltage and grid
ratio on subject contrast in radio-
graphy.
Radiology 64 (1955), 572.
- 233) SEEMANN, H.E.
and
B. ROTH :
New stepped wedges for radiography.
Acta Radiol. 53 (1960), 215.

- 234) SEEMANN, H.E. : Physical factors with determine roentgenographic contrasts.
Amer.J.Roentgenol. 80 (1958), 112.
- 235) SEIFERLE, E. : Grundsätzliches zu Bau und Benennung der Haussäuger-Lunge.
Okajimas fol.anat.Jap. 28 (1956), 71.
- 236) SEIBT, C. : Überwachung der Netzphasen.
Medizintechnik 7 (1967), 215.
- 237) SEPKE, G. : Vergrößerungsaufnahmen zur Verbesserung der Lungen-Röntgendiagnostik.
Dtsch.Gesd.wes. 11 (1956), 21, 706.
- 238) SEYSS, R. : Strukturzeichnung der peripheren Lungenabschnitte auf der direkten Vergrößerungsaufnahme.
Fortschr.Röntgenstr. 81 (1954), 1, 32.
- 239) SEYSS, R. : Vergrößerungsaufnahme bei Säuglingen.
Röntgen-Bl. 13 (1960), 6, 186.
- 240) SPIEGLER, G. : Physikalische Grundlagen der Röntgendiagnostik.
G. Thieme, Stuttgart 1957.
- 241) SPIEGLER, G. : Das Röntgenbild dosimetrisch betrachtet.
Fortschr.Röntgenstr. 80 (1965), 754.
- 242) SPIEGLER, G. und G. RUDINGER : Grundsätzliches zur Messung der Unschärfe von Verstärkungsfolien.
Zschr.techn.Physik 6 (1937), 164.
- 243) SPIEGLER, G. : Schärfe und Auflösungsvermögen im Röntgenbild - Alte Vorstellungen neu betrachtet.
Röntgen-Bl. 7 (1954), 386.

- 244) SPIEGLER, G.
and
B.E. KEANE : Image contrast and radiation
protection: a figure of merit.
Part I - Narrow beams
Brit.J.Radiol. 38 (1965), 771 ,
Part II - Wide beams
Brit.J.Radiol. 38 (1965), 871 .
- 245) SPIEGLER, G.
und
B.E. KEANE : Hart- und Weichsubstanz in Knochen
und die Absorption in beiden.
Fortschr.Röntgenstr. 94 (1961), 662.
- 246) SPIEGLER, G. : Wie sollen Röntgenaufnahmen betrachtet
werden?
Fortschr.Röntgenstr. 56 (1937), 662.
- 247) SPIEGLER, G.
und
B.E. KEANE : Der Nutzen von Tiefendosistabellen
in der Diagnostik.
Fortschr.Röntgenstr. 101 (1964); 416.
- 248) SPIEGLER, G. : Bildgüte und Dosis in der Röntge-
nologie.
Bildgüte in der Radiologie I,
G. Fischer, Stuttgart (1966), 20.
- 249) SPIEGLER, G. : Anschauen und Anschauung.
Röntgen-Bl. 20 (1967), 171.
- 250) SPIERS, F.W. : Effective atomic and energy ab-
sorption in tissues.
Brit.J.Radiol. 19 (1946), 52.
- 251) SPLETTSTOSSER, H.R.
and
H.E. SEEMANN : A phantom for physical studies
in chest radiography.
Radiologie 64 (1955), 114.
- 252) SPLETTSTOSSER, H.R.
and
H.E. SEEMANN : Construction of a chest for radio-
graphic experimentation.
Med.Radiogr. Photogr. 33 (1957), 20.
- 253) SCHAAL, A. : Qualität und Quantität der Streu-
strahlung sowie Strahlenhärte in-
nerhalb eines Phantoms bei Diagnostik-
spannungen.
Fortschr.Röntgenstr. 88 (1958), 475.

- 254) SCHAAL, A. : Einfluß des Gesamtfilters von Röntgenröhren und der Röhrenspannung auf den Bildkontrast bei Aufnahmen.
Fortschr.Röntgenstr. 93 (1960), 119.
- 255) SCHAAL, A. : Messung der Integraldosis bei Diagnostikspannungen.
Fortschr.Röntgenstr. 99 (1963), 406.
- 256) SCHACHINGER, H. : Vergleichende experimentelle Untersuchungen zur röntgenologischen Darstellbarkeitsgrenze silikotischer Knötchen in der Lunge (wie 195).
Diss. Erlangen 1966.
- 257) SCHÄFER, R. : Untersuchung über die Anwendung verschiedener Meßfelder der Röntgenbelichtungsautomaten bei Frontalaufnahmen der Lunge.
Diss. München 1968.
- 258) SCHNEIDER, A. : Bewertungsgrundlagen am Beispiel der Lungenaufnahme.
Bildgüte in der Radiologie I, G. Fischer, Stuttgart (1966), 161.
- 259) SCHOBER, H. : Die Wahrnehmung von Leuchtdichteunterschieden.
Das Sehen, Bd.II, 264, Leipzig 1954.
- 260) SCHOBER, H. : Allgemeine physiologische Grundregeln für die Detailwahrnehmung im Röntgenbild.
Bildgüte in der Radiologie I, G.-Fischer, Stuttgart (1966), 122.
- 261) SCHOBER, H. : Die Modulationsübertragungstheorie und ihre Bedeutung für die Bildbeurteilung.
Autorreferat 49. Tagung der DRG in Hamburg (1968), 11.

- 262) SCHOBBER, H. : Untersuchungen über den Einfluß der Farbe von Filmunterlagen und Beleuchtungslicht auf die Detailerkennbarkeit von Röntgenfilmen.
Fortschr.Röntgenstr. 80 (1954), 638.
- 263) SCHOBBER, H. : Bildschärfe und Bildkontrast.
Handbuchd.med.Radiologie, Bd. III
A. Springer, Berlin - Göttingen - Heidelberg 1967.
- 264) SCHOBBER, H. : Der Detailbegriff im Röntgenbild.
Röntgen-Bl. 20 (1967), 148.
- 265) SCHOBBER, H. : Die Anwendbarkeit der Informationstheorie auf Probleme der Röntgendiagnostik.
Ärztl.Forschg. 16 (1962), 103.
- 266) SCHOBBER, H.,
R. RÖHLER und
A. MEUSEL : Zur Messung des relativen Verstärkungsfaktors von Fluoreszenz-Verstärkerfolien.
Röntgen-Bl. 15 (1962), 65.
- 267) SCHOBBER, H. : Das Sehen.
Bd. II, VEB Fachbuchverlag Leipzig,
3. Aufl. (1964).
- 268) SCHOBBER, H. : Die Detailerkennbarkeit im Röntgenbild.
Röntgenlehrgang, hrsg.v.W. STREIL,
Marhold, Halle 1958, 11 ff.
- 269) SCHOBBER, H. : Bestimmung der Empfindlichkeit, Gradation und des SCHWARZ-SCHILD-Exponenten, sowie weiterer wichtiger Daten an verschiedenen im Handel befindlichen Röntgen-Film-Emulsionen.
Röntgen-Bl. 10 (1957), 33.
- 270) SCHOBBER, H. und
C. KLETT : Phantomuntersuchungen über den Einfluß der Bildbetrachtungsmethodik auf die Erkennbarkeit von Details in der Röntgenaufnahme.
Röntgen-Bl. 5 (1952), 51

- 271) SCHOBER, H. : Die klinische Bedeutung der Fein-focusröhre.
Röntgen-Bl. 6 (1953), 101.
- 272) SCHOBER, H. : Über den Einfluß der Focusgröße auf die Detailkennbarkeit kleinerer Objekte.
Röntgen-Bl. 9 (1956), 313.
- 273) SCHOBER, H. und C. KLETT : Phantomuntersuchungen über die Abhängigkeit der Bildgüte einer Thoraxaufnahme von Röhrenspannung und mAs-Wert.
Röntgen-Bl. 5 (1952), 270.
- 274) SCHOBER, H. : Die Detailerkennbarkeit im Lungengebiet.vom Standpunkt der physiologischen Optik und der Informationstheorie.
Deutscher Röntgenkongreß 1966, Berlin, Teil A, G. Thieme, Stuttgart, 55 ff.
- 275) SCHOBER, H. : Geometrie des Röntgenbildes.
Handbuch d.med.Radiologie, Bd. III
A. Springer, Berlin - Heidelberg - New York (1967), 51 ff.
- 276) SCHOBER, H. : Bildschärfe und Bildkontrast.
Ibidem, 10 ff.
- 277) SCHOBER, H. : Die physikalischen Grundlagen der Informationsübertragung in der Röntgendiagnostik.
Röntgen-Bl. 22 (1969), 511.
- 278) SCHOBER, H. : Über Phantomarbeiten.
Fortschr.Röntgenstr. 76 (1951), 62.
- 279) SCHOBER, H. : Die Detailerkennbarkeit bei der Schirmbildaufnahme im Vergleich zur Großaufnahme und Durchleuchtung.
Röntgen-Bl. 10 (1954), 369.

- 280) SCHOKNECHT, G. : Quantitative Beschreibung von Kontrastmittelaufnahmen.
Bildgüte in der Radiologie I,
G. Fischer, Stuttgart (1966), 268.
- 281) SCHOTT, O. : Die Zahl der Quanten in der diagnostischen Röntgenstrahlung.
Röntgen-Bl. 2 (1957), 257.
- 282) SCHOTT, O. : Die Modulationsübertragungsfunktion in der Röntgenologie.
Bildgüte in der Radiologie I,
G. Fischer, Stuttgart (1966), 68.
- 283) SCHOTT, O. : Bildqualität und Strahlendosisprobleme in der Röntgen-Diagnostik.
Röntgen-Bl. 14 (1961), 1.
- 284) SCHREIBER, J. : Bericht über den Vorlesungszyklus "The anatomy of the lungs of the sheep" vor der Wiener Tierärztl. Hochschule von D.W.C.D. HARE, Edinburgh.
Wiener Tierärztl. Mschr. 41 (1954), 356.
- 285) SCHUBERT, W. : Zur Auswahl von Streustrahlenrastern
Röntgen-Bl. 15 (1962), 229.
- 286) SCHUMACHER, R.O.: Die Unterschiedsempfindlichkeit des helladaptierten menschlichen Auges.
Diss. Berlin 1940.
- 287) SCHUMACHER, R.O.: Die Unterschiedsempfindlichkeit des helladaptierten Auges.
Das Licht 11 (1941), 134.
- 288) SCHUMMER, A. : Ein neues Mittel ("Plastoid") und Verfahren zur Herstellung korrosionsanatomischer Präparate.
Anat. Anz. 81 (1935), 177.
- 289) SCHUMMER, A. : Vereinfachtes Plastoid-Korrosionsverfahren.
Anat. Anz. 98 (1951), 288.

- 290) SCHUMMER, A. : Korrosionsanatomische Präparate mit neuem Mittel, nach neuem Verfahren hergestellt.
Erg.Heft z. Anat.Anz. 81 (1936).
- 291) SCHWEINHUBER, E. : Luftröhre, Bronchien, Lunge und Schilddrüse der Haussäugetiere.
Diss. Leipzig 1910.
- 292) STIEVE, F.E. : Die Technik der Lungenaufnahme.
Festvotr. Jubiläumstagung d. Finnischen Radiologenvereinigung, München, Sept. 1960.
- 293) STIEVE, F.E. : Forderungen hinsichtlich einer geeigneten Röntgenuntersuchungstechnik bei Silikotikern.
Berufskrankheiten d. keram. Glas-industrie 7 (1960), 69.
- 294) STIEVE, F.E. : Über die Dominante im Röntgenbild.
Fortschr.Röntgenstr. 87 (1958), 80.
- 295) STIEVE, F.E. : Medizinisch notwendige Bildqualität im Verhältnis zur Strahlenbelastung.
Vortrag a.d. Fernsehsymposium in Bad-Soden 1964.
- 296) STIEVE, F.E. : Über die Messung des Streustrahlenanteils im Strahlenbild.
Fortschr.Röntgenstr. 107 (1967), 521.
- 297) STIEVE, F.E. : Einwirkung der Streustrahlung auf die Bildgebung. Lungenaufnahmen.
Bildgüte in der Radiologie II, G. Fischer, Stuttgart, im Druck.
- 298) STIEVE, F.E. : Kontrast und Schärfe im Röntgenbild der Lunge.
Bildgüte in der Radiologie I, G. Fischer, Stuttgart (1966), 217.

- 299) STIEVE, F.E. : Über den Detailkontrast in Lungenaufnahmen.
Radiographie et Photographie méd. 2 (1965), 4
- 300) STIEVE, F.E. : Untersuchungen über das Wirkungsprinzip von Belichtungsautomaten für Röntgenaufnahmen.
Fortschr.Röntgenstr. 85 (1956), 491.
- 301) STIEVE, F.E. : Die Bedeutung röntgenphotographischer Maßnahmen für den Strahlenschutz.
Jahrbuch "Strahlenschutz in Forschung und Praxis" Rombach & Co., Freiburg 1967.
- 302) STIEVE, F.E. und L. WIDENMANN : Die Beurteilung der Güte eines Röntgenbildes.
Röntgen-Bl. 20 (1967), 109.
- 303) STIEVE, F.E. : Belichtungsautomaten in der Praxis.
Röntgen-Bl. 9 (1956), 325, 363.
- 304) STIEVE, F.E. : Der technische Stand auf dem Gebiet der Belichtungsautomatik.
Ärztl.Forschg. 16 (1962), 130.
- 305) STÜRMER, W. : Verstärkerfolien und Belichtungsautomatik.
Bericht 45. Tagung d. Dtsch.Röntgen-Ges., G. Thieme, Stuttgart 1965.
- 306) STÜRMER, W. : Moderne Röntgenleuchtschirme und -folien.
Der Radiologe 2 (1962), 425.
- 307) STURM, W. : Einige röntgentechnische Bedingungen für die Frühdiagnose der Silikose.
Dtsch.Ges.wes. 18 (1963).

- 308) STURM, R.E. und
R.H. MORGAN :
Screen intensification systems and
their limitations.
J. Roentgenol. 62 (1949), 617.
- 309) TAKAHASCHI, S.:
An atlas of axial transverse tomo-
graphy and its clinical application.
A. Springer, Berlin - Heidelberg -
New York 1969.
- 310) TAUTZ, M. :
Zur Frage der Optimierung von Röntgen-
erzeugungssystemen.
Radiol.Diagn. 10 (1969), 491.
- 311) TOL, T. und
W.J. OOSTERKAMP :
Die Erkennbarkeit kleiner Objekt-
details.
Philips techn. Rschr. 17 (1955), 5.
- 312) TÖNDURY, G.
und G. PICCO :
Zur Anatomie der Schweinelunge.
Acta anat. 16 (1952), 436.
- 313) TROUT, E.D.,
D.E. GRAVES and
D.B. SLAUSON :
High-kilovoltage radiography.
Radiology 52 (1949), 669.
- 314) TROUT, D.E.,
J.P. KELLEY and
A.C. LUCAS :
Influence of cable length on dose
rate and halfvalue layer in dia-
gnostic X-ray procedures.
Radiology 74 (1960), 255.
- 315) TROUT, E.D.,
J.P. KELLEY and
G.A. CATHEY :
The use of filters to control
radiation exposure to the patient
in diagnostic roentgenology.
Amer.J.Roentgenol. 67 (1952), 946.
- 316) TROUT, E.D. and
J.P. KELLEY :
The experimental background and
current uses of high kilovoltage
radiography.
Acta Radiol Suppl. 116 (1954), 574.

- 317) TUDDENHAM, W.J. : Visual search, image organization, and reader error in roentgen diagnosis. Studies of the psychophysiology of roentgen image perception.
Radiology 78 (1962), 694.
- 318) Van de WEYER, K.H. und
H. BUHL : Klinik und Diagnostik von Krankheiten mit miliarem und miliaris-ähnlichem Röntgenbild.
Münch.med.Wschr. 107 (1965), 609.
- 319) VICTOREEN, J.A. : The calculation of X-ray mass absorption coefficients.
J.Appl.Physics 20 (1949), 1141.
- 320) VOGLER, H. : Untersuchungen am Röntgen-Phantom.
Röntgenpraxis 20 (1967), 117.
- 321) WACHSMANN, F. und
G. DREXLER : Über die Spektren der in der Röntgendiagnostik benutzten Strahlung.
Röntgenpraxis 21 (1968), 254.
- 322) WACHSMANN, F. und
A. DIMOTSIIS : Kurven und Tabellen für die Strahlentherapie.
S. Hirzel, Stuttgart 1957.
- 323) WACHSMANN, F. und
G. DREXLER : Über die Spektren der in der Röntgendiagnostik benutzten Strahlung.
Beurteilung und Pflege der Bildgüte in der röntgendiagnostischen Praxis, S. Hirzel, Stuttgart (1969), 66.
- 324) WACHSMANN, F. : Dosisbelastung des Patienten bei röntgenologischen Untersuchungen.
Fortschr.Röntgenstr. 25 (1951), 728.
- 325) WEIDEMANN, W.H. and
J. KIEFFER : Control duplication and standardization of radiographic.
Techn.Amer.Rev.Tuberc. 49 (1944), 203.

- 326) WEGELIUS, S. : The diagnostic use of high voltage rays in relationship to the physical background of mass absorption.
Acta Radiol.Suppl. 116 (1955), 489.
- 327) WHITE, G. : Narrow beam attenuation coefficients.
National Bureau of Standards Annual Report, (1952), 1003.
- 328) WIDENMANN, L.,
M. WEMBER und
O. SCHOTT : Untersuchungen über den Einfluß des Strahlenreliefs auf die mittlere Filmschwärzung.
Röntgen-Bl. 15 (1962), 97.
- 329) WIDENMANN, L. : Begriffe der Informationstheorie in der Röntgenaufnahmetechnik.
Röntgen-Bl. 22 (1969), 443.
- 330) WIDENMANN, L. : Untersuchungen über die Abhängigkeit der Filmschwärzung mit handelsüblichen Verstärkerfolien von der Strahlenqualität.
Fortschr.Röntgenstr. 87 (1957), 386.
- 331) WILLIAMS, J.A.L.: Fault-finding in modern X-ray sets.
Radiography 29 (1963), 268.
- 332) WILSEY, R.B. : The effects of scattered X-ray in radiography.
Amer.J.Roentgenol. 8 (1921), 589.
- 333) WILSEY, R.B. : The intensity of scattered X-rays in radiography.
Amer.J.Roentgenol. 8 (1921), 328.
- 334) WILSEY, R.B. : Scattered radiation in roentgenographs of the chest, preliminary report (use of potter diaphragm).
Radiology 23 (1934), 198.

- 335) WILSEY, R.B.,
R.H. SPLETTSTOSSER
and
D.H. STRANGWAYS :
Experiments in the photographic
monitoring of stray X-rays.
The characteristics of the stray
radiation and the choice of film-
calibrating radiations in diagnostic
radiology.
Radiology 66 (1956), 418.
- 336) WITTMANN, F. und
R. RÖHLER :
Vergleichende Messungen der Kontrast-
übertragungsfunktion mit Sinusgittern
und Rechteckgittern.
Optik 19 (1962), 243.
- 337) YOUNG, B.R.,
R.B. FUCHS,
J.W. MACMORGAN,
H.M. STAUFFER and
M.J. OPPENHEIMER :
Ultra-short (millisecond) timing in
roentgen-diagnostic procedure inclu-
ding angiography. Comparison of
dynapulse and impulse timing.
Amer.J.Roentgenol. 80 (1958), 375.
- 338) ZIELER, E. :
Wie ändern sich die Belichtungsdaten
von Röntgenaufnahmen mit Spannungs-
form und Spannungshöhe ?
Röntgen-Bl. 7 (1954), 292.
- 339) ZIELER, E. :
Zur Charakterisierung weicher Rönt-
genstrahlen durch Halbwertschicht
und Homogenitätsgrad.
Fortschr.Röntgenstr., Beiheft z. Bd. 79
(1953), 40.
- 340) ZIELER, E. :
Welche Faktoren beeinflussen das
Strahlenrelief ?
Bildgüte in der Radiologie I,
G. Fischer, Stuttgart (1966), 33.
- 341) ZIELER, E. :
Messung der Strahlenbelastung von
Patienten in der Röntgendiagnostik.
Fortschr.Röntgenstr. 92 (1960), 211.
- 342) ZIELER, E. :
Untersuchungen zur Bestimmung der
Integraldosis in der Röntgendiag-
nostik.
Fortschr.Röntgenstr. 94 (1961), 248.

- 343) ZIMMERMANN, H. : Der Kontrast bei Doppelfilm- und
schirmbildaufnahmen.
Röntgen-Bl. 10 (1957), 174.
- 344) ZIMMERMANN, H. : Vergleichende Untersuchungen über
das Verhalten des großflächigen
Kontrastes bei Doppelfilm- und
Schirmbildaufnahmen.
Röntgen-Bl. 10 (1957), 180.
- 345) ZIMMERMANN, H. : Bildentstehung durch Röntgenstrahlen.
Röntgen-Bl. 20 (1967), 57.
- 346) ZORN, O. : Erfahrungen mit sehr harten Strahlen
in der Röntgendiagnostik der Silikose.
Fortschr. Röntgenstr. 93 (1960), 532.

D a n k s a g u n g

Außerordentlichen Dank schulde ich Herrn Professor Dr.Dr. H. HAGER, Direktor am Lehrstuhl II des Pathologischen Institutes der Justus Liebig-Universität Giessen und Herrn Dipl.phys. Dr. S. BOSECK, welche mir die Ausmessung meiner Versuchsaufnahmen an der Beugeapparaturnach BOSECK ermöglichten.

Herrn Professor Dr.Dr. G. BARTH, Direktor der Wilhelm-Conrad-Röntgen-Klinik der Justus Liebig-Universität Giessen danke ich für die zeitweilig weitgehende Freistellung vom Routinebetrieb, um den experimentellen Teil der Arbeit zügig durchführen zu können.

Für finanzielle Unterstützung bin ich der Deutschen Forschungsgemeinschaft bei der Beschaffung einer Oszillographenkamera und dem Lande Hessen für Bereitstellung von Geldmitteln bei der Drucklegung meiner Arbeit zu Dank verpflichtet.

